



**UNIVERSIDAD SAN FRANCISCO DE QUITO**

**Colegio de Ciencias e Ingeniería**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE  
PRÓTESIS ORTOPEDICA DE MIEMBRO INFERIOR POSTIBIAL**

**Andrés Gonzalo Uquillas Cruz**

**Jessica Marisol Sánchez Cevallos**

**Alfredo Valarezo, PhD, Director de Tesis**

Tesis de grado presentada para la obtención del título de Ingeniero Mecánico

Quito, Ecuador

noviembre de 2014

**Universidad San Francisco de Quito**

**Colegio de Ciencias e Ingeniería**

**HOJA DE APROBACION DE TESIS**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL DE PRÓTESIS ORTOPÉDICA DE MIEMBRO INFERIOR POSTIBIAL**

**Andrés Gonzalo Uquillas Cruz**

**Jessica Marisol Sánchez Cevallos**

Alfredo Valarezo, PhD.

Director de Tesis y miembro del Comité .....

Lorena Bejarano, C, PhD.

Miembro del Comité de Tesis .....

Patricio Chiriboga, PhD.

Miembro del Comité de Tesis .....

Ximena Córdova, PhD

Decano del Colegio De Ciencias e Ingeniería. ....

Quito, Ecuador

noviembre de 2014

© DERECHOS DE AUTOR

Por medio del presente documento certifico que he leído la Política de Propiedad Intelectual de la Universidad San Francisco de Quito y estoy de acuerdo con su contenido, por lo que los derechos de propiedad intelectual del presente trabajo de investigación quedan sujetos a lo dispuesto en la Política.

Asimismo, autorizo a la USFQ para que realice la digitalización y publicación de este trabajo de investigación en el repositorio virtual, de conformidad a lo dispuesto en el Art. 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior.

Firma:

-----

Nombre: Jessica Marisol Sánchez Cevallos

C. I.: 1719140632

Firma:

-----

Nombre: Andrés Gonzalo Uquillas Cruz

C. I.: 1712759644

Lugar y fecha: Quito, diciembre del 2014

## DEDICATORIA

Jessica Sánchez:

Primero a Dios por ser mi guía en todo este camino, a mi madre Gioconda Cevallos que nunca me dejó rendirme, a mi padre Diego Sánchez que me brindó todo su apoyo y conocimientos, a mis hermanas y a toda mi familia que han sido un pilar fundamental en este proceso. A Andrea Vásquez por confiar en mí y brindarme su apoyo incondicional.

Andrés Uquillas:

Dedico este trabajo en primer lugar a Dios, porque sin Él no hubiera sido posible. A mis padres, Gonzalo y Mercedes, por brindarme su apoyo diario con mucho afecto y ejemplo, y al resto de mi familia por prestarme su cariño y su confianza. Por último dedico mi trabajo a mi inspiración y también ejemplo constante, a mi abuelo Gonzalo.

## AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a nuestras familias por el apoyo y afecto constante, a Alfredo Valarezo por ser nuestro mentor y guía académico, y a las instituciones: Laboratorio de Marcha y Movimiento del Hospital Axxis, Proteus y a Tegmetal que, con su colaboración y ayuda fue posible el desarrollo del presente trabajo.

## RESUMEN

El presente proyecto trata acerca del diseño y construcción de un mecanismo de prótesis ortopédica el cual fue probado por una persona que carece de su extremidad inferior. El diseño se basó en una prótesis electrónica ya existente. Se estudió de cerca la biomecánica y anatomía correspondiente al área del cuerpo con la que se trabajaría posteriormente. Además con la ayuda del laboratorio de Marcha, Movimiento y gesto Deportivo del Hospital Axxis, se realizaron exámenes y pruebas relativas al movimiento del paciente que brindaron información fundamental para poder realizar el diseño de dicho prototipo. A lo largo de este trabajo se exponen varios diseños de modelos de mecanismos que fueron cuidadosamente estudiados y analizados. Estos sirvieron como base inicial, ya que partiendo de estos se logró crear un mejor diseño de prótesis, el cual cumplió con las exigencias del beneficiario como es la restitución de energía en cada paso de su marcha. Una vez creado este nuevo diseño y modelo de mecanismo, se realizaron varias pruebas virtuales en el software de diseño mecánico SolidWorks. La información brindada por este software permitió fabricar el prototipo con más precisión. Se concluye presentando el análisis de los resultados obtenidos durante todo el proceso y posibles mejoras para un futuro prototipo.

Palabras clave: Prótesis, mecanismo, prototipo, sucket, restitución de energía, marcha, biomecánica, diseño mecánico.

## ABSTRACT

The following project presents the design and construction of a mechanism for an orthopedic prosthesis which was tested by a disabled person who lacks his lower extremity. The design was based on an existing electronic prosthesis. The biomechanics and anatomy corresponding to the area of the body was closely studied. Aided by the *Marcha, Movimiento y Gesto Deportivo* laboratory of the *Axxis Hospital*; tests were made to understand the movements of the patient. The results of these tests provided essential information for designing our own prototype. These served as a basis to create a better model design for the prosthesis, satisfying the demands of the beneficiary. Once the new design and mechanism model was ready, multiple virtual tests were performed in SolidWorks (Mechanical design CAD-Software). The information provided by this software enabled more precise manufacturing of the prototype. Finally, an analysis of the results obtained through the project and a discussion of possible improvements for future prototypes are discussed.

**Keywords:** Prosthetics, mechanism, prototype, socket, energy recovery, gait, biomechanics, mechanical design.

## Contenido

<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	15
1.1 Introducción .....	15
1.2 Antecedentes .....	17
1.3 Justificación e importancia.....	19
1.4 Objetivo General .....	20
1.5 Objetivos Específicos.....	20
1.6 Metas.....	20
<b>MARCO TEÓRICO</b> .....	22
2.1 Estudio anatómico de pie y tobillo.....	22
2.1.1 Análisis anatómico esquelético .....	22
2.1.2 Análisis anatómico muscular .....	29
2.2 Estudio de la biomecánica de pie y tobillo.....	39
2.2.1 Estudio de la marcha .....	45
2.3 Presentación de modelo base.....	57
<b>DISEÑO DEL PROTOTIPO FUNCIONAL</b> .....	59
3.1 Descripción del proceso .....	59
3.2 Descripción del funcionamiento del mecanismo.....	61
3.3 Análisis mecánico del funcionamiento.....	62
3.3.1 Fase 1 .....	63
3.3.2 Fase 2 .....	68
3.3.3 Fase 3 .....	70
3.3.4 Seguro Resorte .....	73
3.3.5 Rediseño del seguro .....	74
3.4 Comportamiento del mecanismo.....	76
3.5 Representación del modelo en SolidWorks.....	79
3.5.1 Planos por pieza .....	79
3.4.2 Planos de ensamble .....	86
3.6 Simulación estática de elementos finitos.....	87
3.6.1 Esfuerzos de Von Mises .....	89
3.6.2 Deformación.....	90
3.6.3 Desplazamiento .....	92
<b>CONSTRUCCIÓN DEL MODELO</b> .....	93
4.1 Listado de materiales.....	93

4.2 Maquinado de piezas del modelo .....	94
4.3 Ensamble .....	101
4.4 Análisis económico .....	104
<b>ANÁLISIS DE RESULTADOS Y PRUEBAS</b> .....	<b>106</b>
5.1 Pruebas de funcionamiento del mecanismo y análisis de resultados .....	106
<b>CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES</b> .....	<b>118</b>
6.1 Conclusiones .....	118
6.2 Recomendaciones.....	121
<b>ANEXO A- Examen de Laboratorio de Marcha y Movimiento del Hospital Axxis.</b> .....	<b>123</b>
<b>ANEXO B- Planos por pieza y ensamble del prototipo.</b> .....	<b>135</b>
<b>BIBLIOGRAFIA</b> .....	<b>152</b>

## Ilustraciones

Ilustración 1. Articulación normal de cadera (Fuente: Reemplazo De La Articulación De La Cadera – Serie) .....	24
Ilustración 2. Vista Anterior Articulación Cadera y sus partes (Fuente: The Netter Collection of Medical Illustrations - Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals) .....	24
Ilustración 3. Articulación rodilla vista anterior (Fuente: Los Huesos Sesamoideos   El Cuerpo Humano.).....	25
Ilustración 4. Vista Anterior Articulación Rodilla y sus partes (Fuente: The Netter Collection of Medical Illustrations - Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals.).....	26
Ilustración 5 . Vista Anterior Inserciones musculares en tibia y peroné con sus partes (Fuente: The Netter Collection of Medical Illustrations – Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals) .....	27
Ilustración 6. Vista Anterior e inferior de tibia y peroné (Fuente: The Netter Collection of Medical Illustrations – Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals).....	28
Ilustración 7. Vista Superior articulación tobillo y huesos del pie (Fuente: The Netter Collection of Medical Illustrations - Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals.) .....	29
Ilustración 8. Vista Anterior del cuádriceps (Fuente: The Netter Collection of Medical Illustrations – Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals.).....	30
Ilustración 9. Vista Posterior del cuádriceps (Fuente: The Netter Collection of Medical Illustrations – Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals.).....	32
Ilustración 10. Vista Lateral del cuádriceps (Fuente: The Netter Collection of Medical Illustrations – Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals.).....	34
Ilustración 11. Vista Anterior de la pierna (Fuente: The Netter Collection of Medical Illustrations - Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals.) .....	36
Ilustración 12. Vista Lateral de la pierna (Fuente: The Netter Collection of Medical Illustrations – Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals.) .....	37
Ilustración 13. Vista Posterior de la pierna (Fuente: The Netter Collection of Medical Illustrations – Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals.).....	39
Ilustración 14. Puntos de apoyo del pie (Fuente: Biomecánica del Pie y Tobillo) .....	40
Ilustración 15. Conjuntos de huesos del pie (Fuente: Correr Definitivamente No Es De Cobardes) .....	41
Ilustración 16. Representación gráfica vectores de fuerza en la planta del pie (Fuente: Biomecánica del Pie y Tobillo.).....	41
Ilustración 17. Representación gráfica vectores de fuerza en la planta del pie (Fuente: Biomecánica del Pie y Tobillo.).....	42
Ilustración 18. Representación gráfica vectores de fuerza en el pie (Fuente: Biomecánica del Pie y Tobillo.).....	43
Ilustración 19. Representación gráfica vectores de fuerza en el pie durante la marcha (Fuente: Biomecánica del Pie y Tobillo.).....	44
Ilustración 20. Descripción de las fases de la marcha (Fuente: Capítulo 3: Biomecánica de la marcha humana, Hernández).....	45
Ilustración 21. Ángulos en fase de apoyo (Fuente: Capítulo 3: Biomecánica de la marcha humana, Hernández).....	46

Ilustración 22. Ángulos en fase de balanceo (Fuente: Capítulo 3: Biomecánica de la marcha humana, Hernández).....	47
Ilustración 23. Detalle de la posición de centros luminosos en el paciente (PH. Sánchez) .....	50
Ilustración 24. Parámetros temporales del paciente.(Fuente: Laboratorio de Análisis de Movimiento, Análisis de la Marcha y Gesto Deportivo) .....	52
Ilustración 25. Parámetros espaciales (Fuente: Laboratorio de Análisis de Movimiento, Análisis de la Marcha y Gesto Deportivo) .....	53
Ilustración 26. Fases de la marcha (Fuente: Laboratorio de Análisis de Movimiento, Análisis de la Marcha y Gesto Deportivo) .....	55
Ilustración 27. Fases de la marcha en paciente (Fuente: Laboratorio de Análisis de Movimiento, Análisis de la Marcha y Gesto Deportivo) .....	56
Ilustración 28. Recycling energy to restore impaired ankle function during human walking (Fuente: Collins, 2010) .....	58
Ilustración 29. Diagrama de cuerpo libre, fase 1 (Fuente: Elaboración propia) .....	63
Ilustración 30. Diagrama de cuerpo libre, secciones cerradas obtenidas (Fuente: Elaboración propia) .....	68
Ilustración 31. Diagrama de cuerpo libre, fase 2 (Fuente: Elaboración propia) .....	69
Ilustración 32. Fase 3 (Elaboración propia).....	70
Ilustración 33. Diagrama de cuerpo libre, fase 3 (Fuente: Elaboración propia) .....	71
Ilustración 34. Análisis de mecanismo de seguro (Fuente: Elaboración propia) .....	73
Ilustración 35. Análisis de mecanismo de seguro, rediseño (Fuente: Elaboración propia) .....	75
Ilustración 36. Comportamiento del mecanismo en fase o etapa 1. (Fuente: Elaboración propia).....	76
Ilustración 37. Comportamiento del mecanismo en fase o etapa 2. (Fuente: Elaboración propia).....	77
Ilustración 38. Comportamiento del mecanismo en fase o etapa 2 con deformación elástica en su planta delantera. (Fuente: Elaboración propia) .....	78
Ilustración 39. Comportamiento del mecanismo en fase o etapa 3, movimiento rotacional de la suela delantera del mecanismo que provoca el impulso. (Fuente: Elaboración propia).....	79
Ilustración 40. Render USFQ-001-01 Apoyo Carga .....	80
Ilustración 41. Render USFQ-001-02 Apoyo Externo .....	80
Ilustración 42. Render USFQ-001-03 Apoyo Resorte .....	81
Ilustración 43. Render USFQ-001-04 Apoyo Carga Eje.....	81
Ilustración 44. Render USFQ-001-05 Soporte Seguro Posterior .....	82
Ilustración 45. Render USFQ-001-06 Planta Posterior .....	82
Ilustración 46. Render USFQ-001-07 Planta Delantera.....	83
Ilustración 47. Render USFQ-001-08 Seguro Posterior.....	83
Ilustración 48. Render USFQ-001-09 Gancho Seguro Posterior.....	84
Ilustración 49. Render USFQ-001-010 Seguro Resorte .....	84
Ilustración 50. Render USFQ-001-011 Soporte Seguro Resorte .....	85
Ilustración 51. Render USFQ-001-014 Eje .....	85
Ilustración 52. Render USFQ-001-15 Plato Apoyo Resorte.....	86
Ilustración 53. Render USFQ-001 Mecanismo Prótesis .....	87
Ilustración 54. Descripción de mallado en el prototipo (Fuente: Elaboración propia, SolidWorks) .....	88

Ilustración 55. Descripción de las fuerzas en el prototipo (Fuente: Elaboración propia, SolidWorks) .....	88
Ilustración 56. Simulación de elementos finitos en cuanto a esfuerzo de Von Mises (Fuente: Elaboración propia en SolidWorks) .....	89
Ilustración 57. Acercamiento y vista superior de la pieza en Simulación de elementos finitos en cuanto a esfuerzo de Von Mises (Fuente: Elaboración propia en SolidWorks) .....	90
Ilustración 58. Simulación de elementos finitos en cuanto a Deformación (Fuente: Elaboración propia en SolidWorks) .....	91
Ilustración 59. Simulación de elementos finitos en cuanto a Desplazamiento (Fuente: Elaboración propia en SolidWorks) .....	92
Ilustración 60. Pieza maquinada Apoyo Carga (Fuente: Elaboración propia) .....	94
Ilustración 61. Pieza maquinada Apoyo Externo (Fuente: Elaboración propia) .....	95
Ilustración 62. Pieza maquinada Apoyo Resorte (Fuente: Elaboración propia) .....	95
Ilustración 63. Pieza maquinada Apoyo Carga Eje (Fuente: Elaboración propia) .....	96
Ilustración 64. Pieza maquinada Soporte Seguro Posterior (Fuente: Elaboración propia) .....	96
Ilustración 65. Pieza maquinada Seguro Resorte (Fuente: Elaboración propia) .....	97
Ilustración 66. Pieza maquinada Planta Posterior (Fuente: Elaboración propia) .....	98
Ilustración 67. Pieza maquinada Planta Delantera (Fuente: Elaboración propia) .....	98
Ilustración 68. Pieza maquinada Seguro Posterior (Fuente: Elaboración propia) .....	99
Ilustración 69. Pieza maquinada Eje (Fuente: Elaboración propia) .....	99
Ilustración 70. Plato apoyo resorte (Elaboración propia) .....	100
Ilustración 71. Pieza Resorte Mecanismo (Fuente: Elaboración propia) .....	100
Ilustración 72. Piezas para ensamble (Fuente: Elaboración propia) .....	101
Ilustración 73. Prototipo (Elaboración propia) .....	104
Ilustración 74. Unión universal modular tipo pirámide para exoprótesis de miembro inferior (PH. Uquillas) .....	107
Ilustración 75. Prótesis con el mecanismo de tesis ensamblada en su totalidad (PH. Uquillas) .....	108
Ilustración 76. Prótesis con el mecanismo de tesis ensamblada en su totalidad en pierna del paciente (PH. Uquillas) .....	109
Ilustración 77. Primer instante de funcionamiento del mecanismo (PH. Sánchez) .....	111
Ilustración 78. Segundo instante de funcionamiento del mecanismo (PH. Sánchez) .....	111
Ilustración 79. Tercer instante de funcionamiento del mecanismo (PH. Sánchez) .....	112
Ilustración 80. Cuarto instante de funcionamiento del mecanismo (PH. Sánchez) .....	112
Ilustración 81. Quinto instante de funcionamiento del mecanismo (PH. Sánchez) .....	113
Ilustración 82. Sexto instante de funcionamiento del mecanismo (PH. Sánchez) .....	113
Ilustración 83. Séptimo instante de funcionamiento del mecanismo (PH. Sánchez) .....	114
Ilustración 84. Fase 1 real. (PH. Sánchez) .....	114
Ilustración 85. Fase 2 real. (PH. Sánchez) .....	115
Ilustración 86. Fase 3 real. (PH. Sánchez) .....	116
Ilustración 87. Prueba final (PH. Sánchez) .....	116
Ilustración 88. Valor obtenido experimentalmente (PH. Sánchez) .....	117

## Tablas

Tabla 1. Cantidad de discapacitados en las principales provincias .....	17
Tabla 2. Causales de discapacidades.....	18
Tabla 3. Datos del paciente .....	50
Tabla 4. Comparación entre gráficos obtenidos en el examen (Fuente: Laboratorio de Análisis de Movimiento, Análisis de la Marcha y Gesto Deportivo) .....	54
Tabla 5. Descripción del funcionamiento (Fuente: Elaboración Propia).....	61
Tabla 6. Datos obtenidos previo análisis matemático .....	63
Tabla 7. Comparación de potencia en cada extremidad con la calculada del mecanismo (Fuente: Elaboración propia).....	65
Tabla 8. Detalle económico del prototipo.....	104

## **CAPITULO 1**

### **INTRODUCCIÓN**

#### 1.1 Introducción

##### Evolución del ámbito protésico

A lo largo de la historia de la humanidad las personas han estado sujetas a diferentes situaciones que las dejan imposibilitadas físicamente. Esto se debe a factores congénitos o hereditarios así como casos fortuitos y accidentes durante la vida de una persona. Por estas razones se han venido desarrollando artefactos a lo largo del tiempo que capacitan a la persona para que pueda tener una vida sin impedimentos debido a su discapacidad. (Breve Recorrido Por La Historia De La Protésica, 19 de Enero de 2014)

La evolución de las prótesis ortopédicas data desde el tiempo de los egipcios, los cuales crearon piezas ortopédicas y las desarrollaron por mucho tiempo. Se comenzó con estudios en base a prueba y error los cuales tuvieron resultados positivos para los pacientes a un corto plazo, pero las dificultades que luego presentaban las prótesis tiempo después exigió el desarrollo de las mismas. En un comienzo se utilizaban materiales totalmente rudimentarios como es la madera, que gracias a su ductilidad, se podía dar una forma específica necesaria para el paciente. Así mismo se emprendió a lo que a estética respecta por lo que ya no se utilizó solamente madera sino también otros materiales como el cuero. Posteriormente en el año 420 A.C. aproximadamente se utilizaron prótesis más elaboradas con materiales como hierro y bronce con un núcleo de madera. Dicho núcleo se implementaba con el objetivo de hacer al artefacto una

pieza más liviana. (Breve Recorrido Por La Historia De La Protésica, 19 de Enero de 2014)

En la edad media no existieron grandes avances en los estudios protésicos. Tan solo se desarrollaron el gancho de mano y la pata de palo. La mayoría de estos artefactos se utilizaban con el objetivo de esconder discapacidades de la persona causadas dentro del campo de batalla. Durante el renacimiento y sus avances en las ciencias médicas el ámbito protésico también tuvo su evolución, en el cual se implementaron nuevos mecanismos y sistemas a base de hierro, acero, cobre y madera. Posteriormente en los años 1500s se obtuvieron grandes avances construyendo ya sistemas y mecanismos que dotaban a una prótesis para la extensión y flexión de miembros superiores e inferiores. Además los materiales a utilizarse fueron cuero, papel y pegamento dejando de lado a los pesados metales. Luego a partir del año 1800 también se desarrolló el tema de sujeción de la prótesis al cuerpo humano por succión, por ejemplo. Además se utilizó uno de los materiales más implementados actualmente como es el aluminio. (Breve Recorrido Por La Historia De La Protésica, 19 de Enero de 2014)

El desarrollo de la electrónica aportó notablemente el avance en el área de las prótesis. Actualmente se han creado implantes capaces de moverse gracias a fuentes de poder externas que producen movimientos a voluntad del paciente. Así mismo las articulaciones han evolucionado por lo que el paciente discapacitado tiene casi las mismas capacidades que una persona sin discapacidad física. (Breve Recorrido Por La Historia De La Protésica, 19 de Enero de 2014)

Por todo lo antes mencionado en la presente tesis se realizará un estudio general de los temas fundamentales para rediseñar una prótesis existente que se la desglosa posteriormente en este trabajo.

## 1.2 Antecedentes

En Ecuador la discapacidad con mayor número de personas es la discapacidad física de acuerdo a lo indicado por el CONADIS (Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades), pero se desconoce el porcentaje de discapacidad de miembro inferior. La mayor parte de discapacitados se encuentran en las principales provincias, como muestra la tabla 1

*Tabla 1. Cantidad de discapacitados en las principales provincias*

<b>PROVINCIA</b>	<b>FÍSICA</b>	
	<b>Masculino</b>	<b>Femenino</b>
<b>AZUAY</b>	6849	7832
<b>EL ORO</b>	4832	3313
<b>ESMERALDAS</b>	3533	2411
<b>GUAYAS</b>	22974	15955
<b>LOS RIOS</b>	6017	3865
<b>MANABI</b>	13066	10429
<b>PICHINCHA</b>	12753	10857

Fuente: Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades del Ecuador.

Las principales causas que registra de igual manera la CONADIS son los siguientes:

Tabla 2. Causales de discapacidades

CAUSAL	TOTAL
ENFERMEDAD ADQUIRIDA	172600
ACCIDENTE DE TRANSITO	15473
ACCIDENTE DE TRABAJO	11544
ACCIDENTE DOMESTICO	16190
ACCIDENTE DEPORTIVO	846
VIOLENCIA	4293
DESASTRES NATURALES / GUERRA	251
CONGENITO / GENETICO	115647
PROBLEMAS DE PARTO	20955
TRASTORNOS NUTRICIONALES	430
OTROS	10016
TOTAL	368245

Fuente: Consejo Nacional de Igualdad de Discapacidades del Ecuador.

Debido a que la discapacidad física es la que más habitantes agrupa se ha creado la FENEDIF (Federación Nacional de Ecuatorianos con Discapacidad Física) que se maneja sin fines de lucro en donde el principal objetivo es fortalecer a las personas en sus trabajos de sus filiales; promueven actividades laborales, deportivas, educativas, sociales y económicas.

Por otra parte, en el Ecuador existen empresas que venden y comercializan prótesis externas como lo son Proteus, Protelite, Fundación Hermano Miguel, Fundación Manuela Saenz, etc. No por ello significa que dichas industrias las fabrican pero sí ofrecen al paciente una forma rápida de adquirir un implante aunque el costo sea relativamente alto debido a los impuestos de importación de los materiales además de su alta tecnología en materiales y mecanismos. Actualmente en el país lo único que se fabrica son los suckets, lo cual por ejemplo en una prótesis de extremidad inferior es la conexión y sujeción que tiene el implante con el extremo amputado de la pierna. El sucket se realiza a medida para cada paciente ya que la ergonomía cambia para cada persona. Además estas empresas, como lo es Proteus por ejemplo, brinda al paciente constante calibración y mantenimiento del implante así como una alta gama de repuestos y accesorios.

### 1.3 Justificación e importancia

En nuestro país la mayoría de personas con discapacidad no tienen acceso a una prótesis ortopédica que tenga una buena relación entre tecnología y precio. Esto se debe a que la mayoría de piezas de las que están hechas son generalmente importadas. Así

realizando un adecuado estudio de materiales (no realizado en la presente tesis) y mecanismos es posible producir una prótesis que mejore la calidad de vida de personas necesitadas. Además dicho proyecto puede llegar a ser una idea pionera de producción para el Ecuador en el futuro.

#### 1.4 Objetivo General

Diseñar y construir un mecanismo para una exoprótesis de miembro inferior tobillo-articulada en el plano sagital completamente mecánica y que sea propicia para caminar en línea recta y hacia adelante

#### 1.5 Objetivos Específicos

- Diseñar un mecanismo mediante el análisis de la fisonomía de tibia, peroné, pie y músculos, utilizando la implementación de varios sistemas mecánicos.
- Analizar con cálculos estáticos de la funcionalidad del mecanismo para corroborar su diseño.
- Mejorar del sistema mecánico en base a análisis de resultados.
- Construir el prototipo
- Realizar pruebas dinámicas de funcionalidad del mecanismo y también con paciente en marcha.

#### 1.6 Metas

- Rediseñar una prótesis existente para que, aun cuando sea un prototipo, posiblemente sea una opción viable para un paciente en el futuro.

- Brindar a personas discapacitadas en un futuro la opción de mejorar su calidad de vida implementando dicho mecanismo en una prótesis más desarrollada en cuanto a sus materiales y estética para desplazarse más naturalmente al momento de caminar.

## CAPITULO 2

### MARCO TEÓRICO

#### 2.1 Estudio anatómico de pie y tobillo

Para el diseño y construcción de un mecanismo para una prótesis inferior es necesario realizar un breve análisis de la anatomía humana de dicha extremidad para formar el conocimiento que posteriormente será esencial al momento de establecer los requerimientos técnicos del modelo. Además se entenderá cómo funciona el cuerpo humano como mecanismo y éste estudio proporcionará una lógica de la biomecánica y dinámica de la pierna la cual será de mucha importancia en el proceso de diseño del mecanismo.

En el proceso de diseño de una exoprótesis de extremidad inferior es preciso realizar un análisis adecuado de sus músculos y de su estructura ósea. Por esta razón al estudiar anatomía en este proyecto se decidió utilizar un método gráfico el cual nos ayuda a reconocer e identificar con mayor facilidad cada músculo y cada hueso que interfiere en el ciclo de la marcha que será estudiado posteriormente.

##### 2.1.1 Análisis anatómico esquelético

Dentro de lo que a estructura ósea refiere cabe resaltar los principales huesos que forman parte de una extremidad inferior para obtener conceptos generales de la fisiología humana y así apoyarse con conocimiento al diseñar el mecanismo de la prótesis de pie y tobillo. Los huesos en general brindan soporte al cuerpo humano y con ayuda de tendones y ligamentos permiten las articulaciones. Una función más del

sistema esquelético es la protección que brinda a diferentes partes blandas de nuestro cuerpo como lo son el cerebro u, por ejemplo, otros órganos que se encuentran en la caja torácica. Así también los huesos son importantes al momento de reproducir diferentes células sanguíneas dentro de la médula ósea donde se forman glóbulos rojos y glóbulos blancos. Además los huesos son un banco de diferentes minerales como calcio, magnesio, fósforo, entre otros los cuales son importantes para el correcto funcionamiento del cuerpo humano (Dr. G. Uquillas, entrevista personal, 7 de febrero de 2014).

Al momento de estudiar la dinámica de extremidad inferior se puede relacionar los huesos como estructuras rígidas de soporte en diferentes mecanismos naturales de nuestro cuerpo con la función de producir ciertos movimientos así como limitar los grados de libertad en las articulaciones. Es importante mencionar que cuando un hueso se encuentra en contacto con otro existe un cuerpo intermediario el cual es un cartílago o menisco encargado de aminorar la fricción entre las diferentes caras así como de brindar amortiguación. Es por ello que al diseñar un elemento que ayude al paciente discapacitado a tener una marcha lo más parecida a la natural se tiene que tener en cuenta su estructura ósea. A continuación se nombran los huesos más importantes y que deben ser tomados en cuenta al momento de estudiar la marcha de una persona (Dr. G. Uquillas, entrevista personal, 7 de febrero de 2014).

La pierna comienza por la parte superior del fémur (hueso más grande y largo del cuerpo humano, ver figura 1), donde su cabeza se inserta en una cavidad cóncava de la cadera llamada *cara semilunar* del acetábulo, como se puede apreciar en las siguientes ilustraciones.

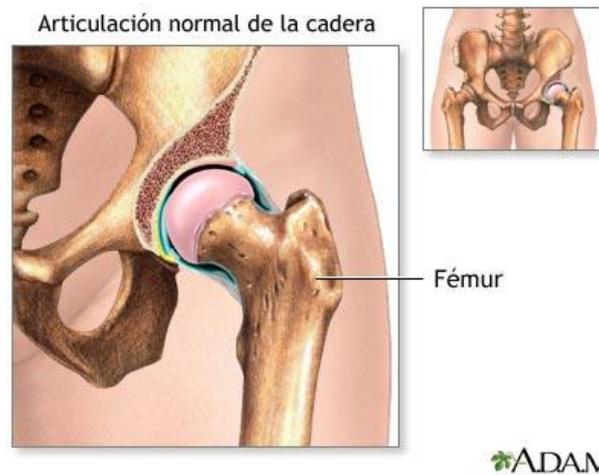


Ilustración 1. Articulación normal de cadera (Fuente: Reemplazo De La Articulación De La Cadera – Serie)

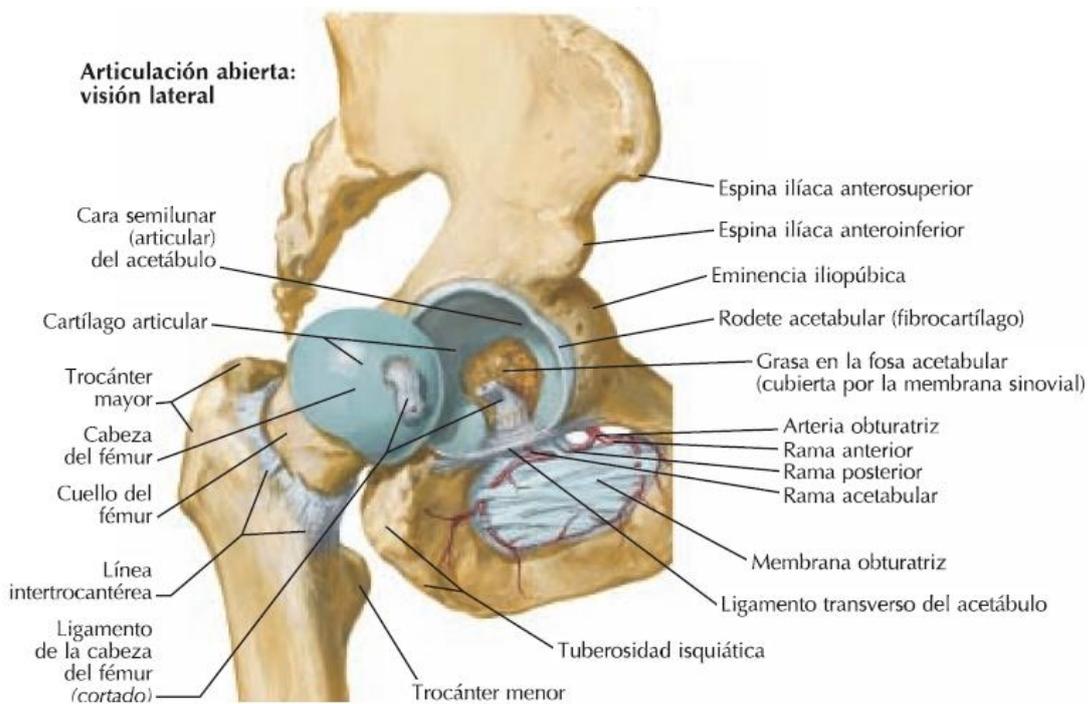
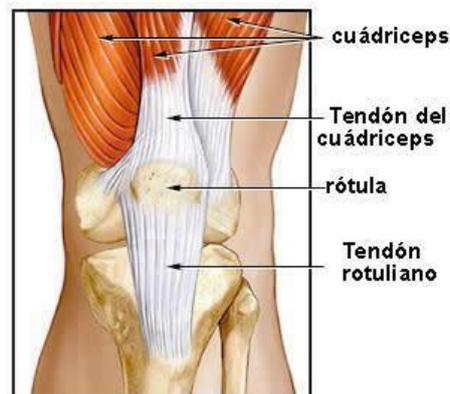


Ilustración 2. Vista Anterior Articulación Cadera y sus partes (Fuente: The Netter Collection of Medical Illustrations - Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals)

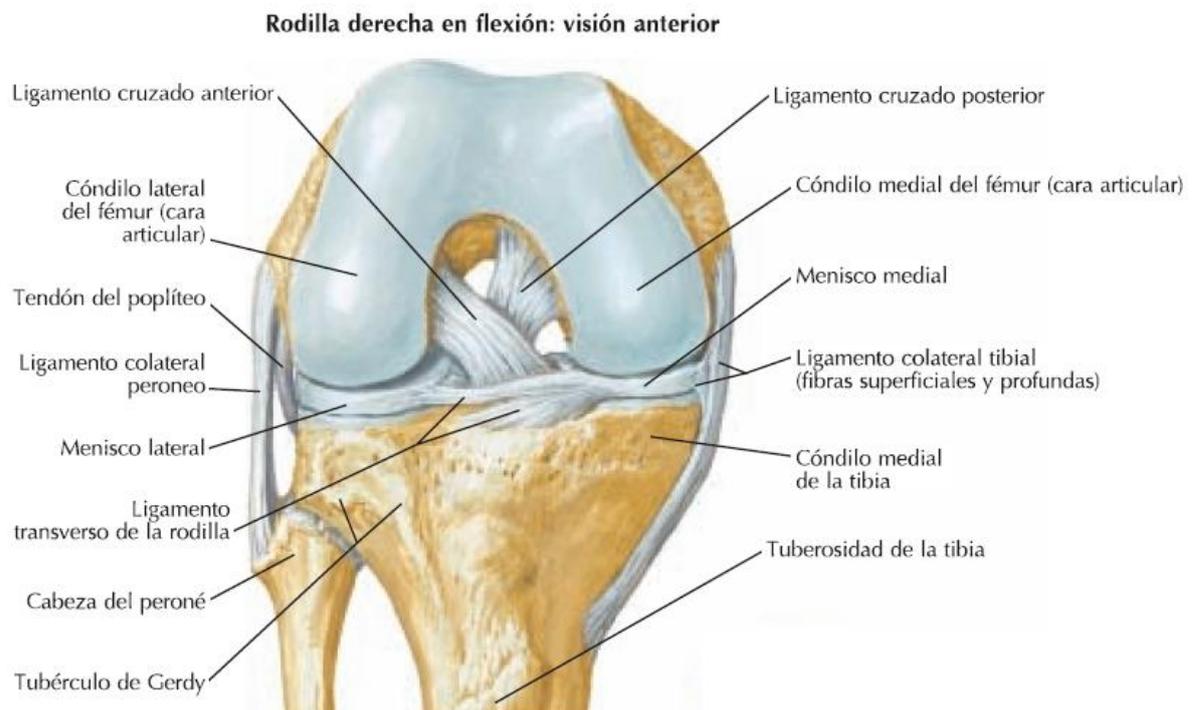
Esta articulación tipo rótula permite la rotación, flexión y extensión, aducción y abducción de la extremidad. Los grados de libertad son varios ya que puede moverse en

casi todos los planos teniendo la cabeza del fémur como pin (Dr. G. Uquillas, entrevista personal, 7 de febrero de 2014).

Descendiendo por el fémur nos encontramos con su otro extremo (cóndilos y epicóndilos) y con ello, la rodilla. La articulación de la rodilla está formada por 3 huesos: fémur, tibia y patela o rótula. El cóndilo medial y el lateral del fémur tienen una forma convexa que de cierta manera se acoplan a los cóndilos medial y lateral de la tibia, que en este caso tienen una forma cóncava. Finalmente la patela siendo un hueso sesamoideo (hueso con caras redondeadas que tiene como función la inserción del tendón del cuádriceps femoral y del tendón rotuliano o patelar y además dar dirección y continuidad a la tensión producida por el cuádriceps femoral). Las ilustraciones 3 y 4 muestran los nombres de las diferentes partes antes mencionadas para un mejor entendimiento (Dr. G. Uquillas, entrevista personal, 7 de febrero de 2014) (Los Huesos Sesamoideos | El Cuerpo Humano).



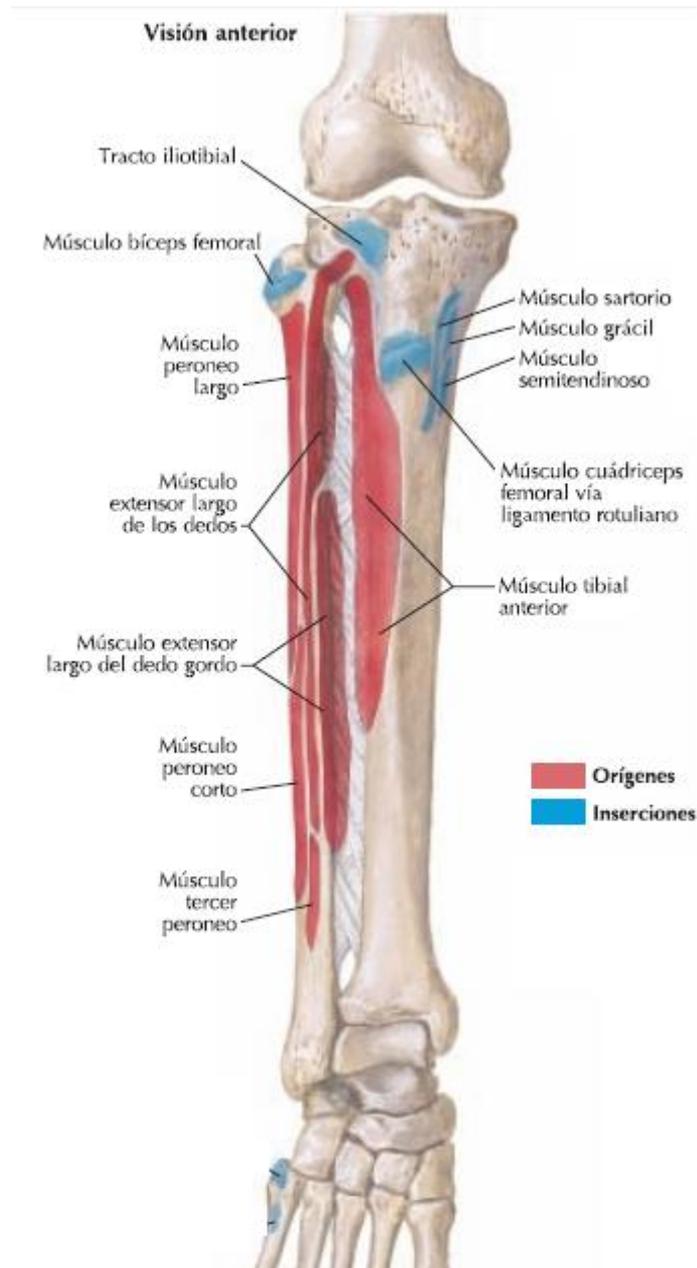
*Ilustración 3. Articulación rodilla vista anterior (Fuente: Los Huesos Sesamoideos | El Cuerpo Humano.)*



*Ilustración 4. Vista Anterior Articulación Rodilla y sus partes (Fuente: The Netter Collection of Medical Illustrations - Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals.)*

La articulación de la rodilla y sus ligamentos brindan los suficientes grados de libertad para permitir la extensión y flexión de la pierna, movimientos esenciales en el ciclo de la marcha humana (Dr. G. Uquillas, entrevista personal, 7 de febrero de 2014).

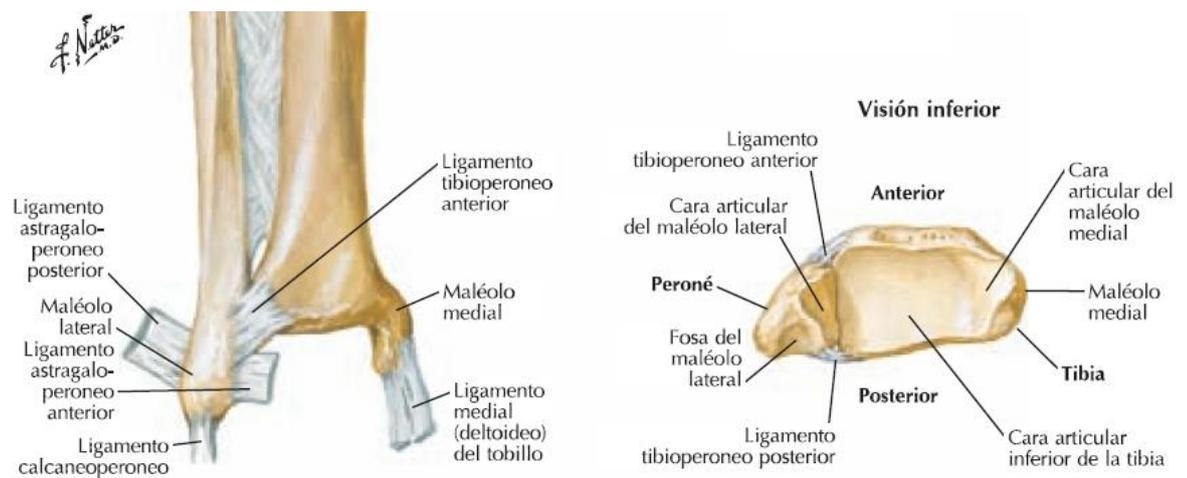
Continuando con el estudio del sistema esquelético de miembro inferior nos encontramos con el peroné o fíbula, hueso alargado que se une a la tibia en su extremo superior y al astrágalo en su extremo inferior paralelamente y tiene como función brindar puntos de origen e inserción a los diferentes músculos situados en la zona como se muestra en la ilustración 5 a continuación:



*Ilustración 5 . Vista Anterior Inserciones musculares en tibia y peroné con sus partes(Fuente: The Netter Collection of Medical Illustrations–Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals).*

Si seguimos descendiendo por la pierna nos encontramos con el tobillo, articulación tibioperoneoastragalina (TPA) y estructura a simular con el mecanismo a proponer en esta tesis. Como su nombre lo indica, esta articulación está formada principalmente por la tibia, el peroné y el astrágalo. La cara articular inferior de la tibia

y la fosa del maléolo lateral del peroné hacen contacto con las diferentes trócleas del astrágalo. Esta articulación permite la flexión plantar y dorsal, así como la eversión y la inversión del pie. Aunque dentro de lo que es el mecanismo del proyecto se limitarán los movimientos en flexión plantar y dorsal (Dr. G. Uquillas, entrevista personal, 7 de febrero de 2014).



*Ilustración 6. Vista Anterior e inferior de tibia y peroné (Fuente: The Netter Collection of Medical Illustrations – Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals)*



Ilustración 7. Vista Superior articulación tobillo y huesos del pie (Fuente: *TheNetterCollection of Medical Illustrations - ImagesforScientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals.*)

En el pie existen más articulaciones como el tarso metatarsiano, trasversa del tarso, entre otras, que no se tomarán en cuenta en el análisis de esta tesis ya que en el diseño del mecanismo de la prótesis no es pertinente involucrar más articulaciones con el objetivo propuesto inicialmente.

### 2.1.2 Análisis anatómico muscular

Para comenzar se estudiará la sección del cuádriceps, donde éste se dividirá en tres áreas importantes que son: anterior, la interior y la posterior. Se debe recalcar que cada parte produce cierto movimiento de toda la extremidad inferior. Es así como la parte anterior del cuádriceps, conformada por los músculos vasto lateral, vasto medial, recto anterior, crural, entre otros (en la figura 8 se los puede reconocer) producen la extensión de la rodilla (Dr. G. Uquillas, entrevista personal, 7 de febrero de 2014)

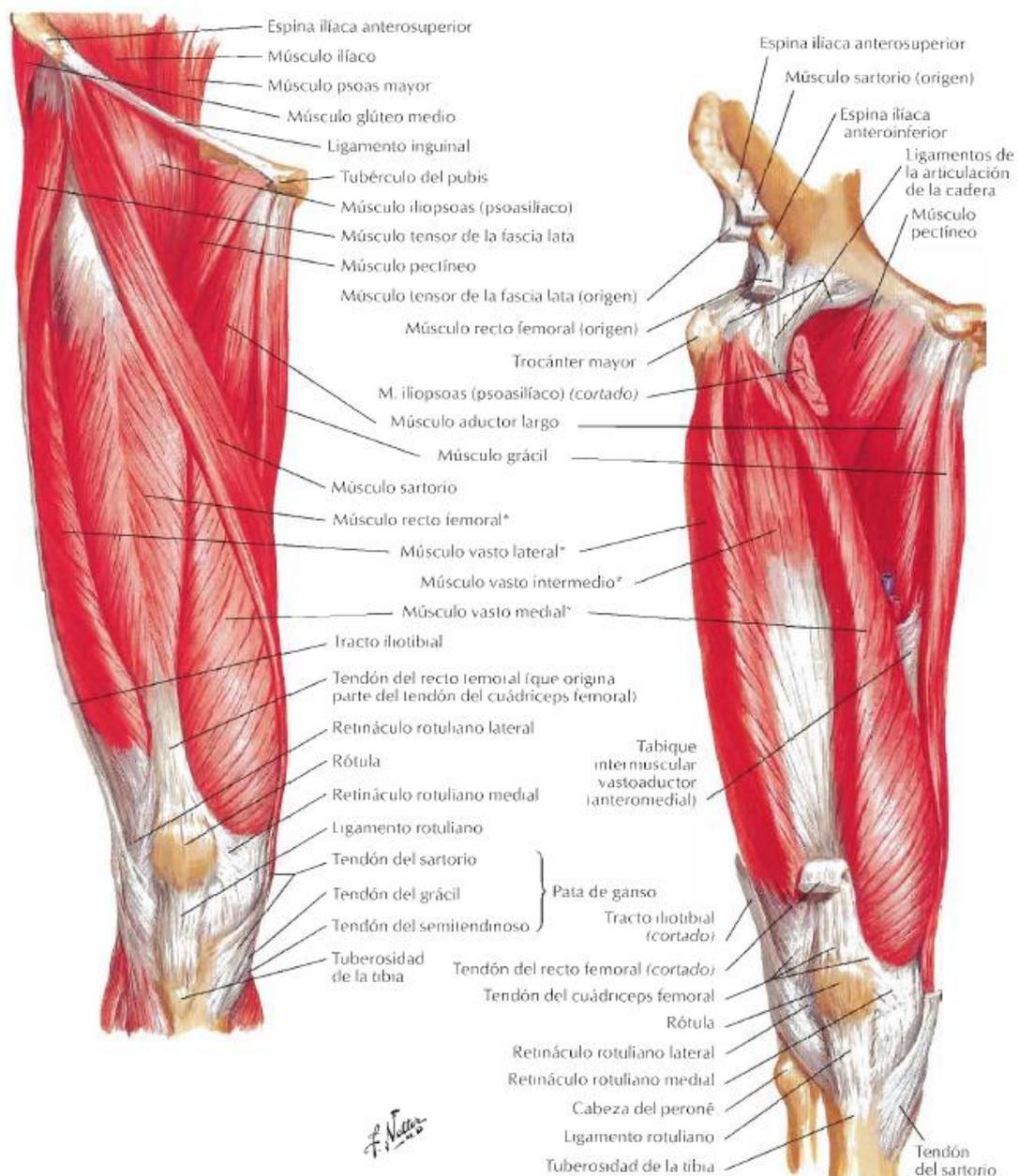


Ilustración 8. Vista Anterior del cuádriceps (Fuente: *The Netter Collection of Medical Illustrations – Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals.*)

Dentro de lo que es la caminata es de suma importancia mencionar los músculos que se insertan en el hueso pélvico que son responsables de la flexión de la cadera, es decir de la rotación del muslo con la cabeza del fémur como pin. Estos músculos son internos, en una parte anterior de la sección inguinal y se los conoce como recto anterior

(antes mencionado en el grupo del cuádriceps) y el Psoas Iliaco (Dr. G. Uquillas, entrevista personal, 7 de febrero de 2014). Estas fibras se las puede apreciar en la parte superior de la ilustración anterior.

Continuando con la siguiente sección importante de la parte superior de la extremidad tenemos los músculos internos. Estos músculos trabajan para que se pueda realizar un movimiento de aducción de la pierna, es decir un movimiento donde la pierna ejerza presión hacia la línea media del cuerpo. Dichos músculos son los tres aductores de la pierna y son llamados mayor, medio y menor (Dr. G. Uquillas, entrevista personal, 7 de febrero de 2014).

Dentro de la sección posterior del cuádriceps tenemos el isquiotibial y el bíceps femoral como fibras principales. Gracias a estos músculos el ser humano es capaz de realizar la flexión de la rodilla. Éstas y más fibras musculares se pueden apreciar claramente en la ilustración 9 recopilada de la enciclopedia de Netter.

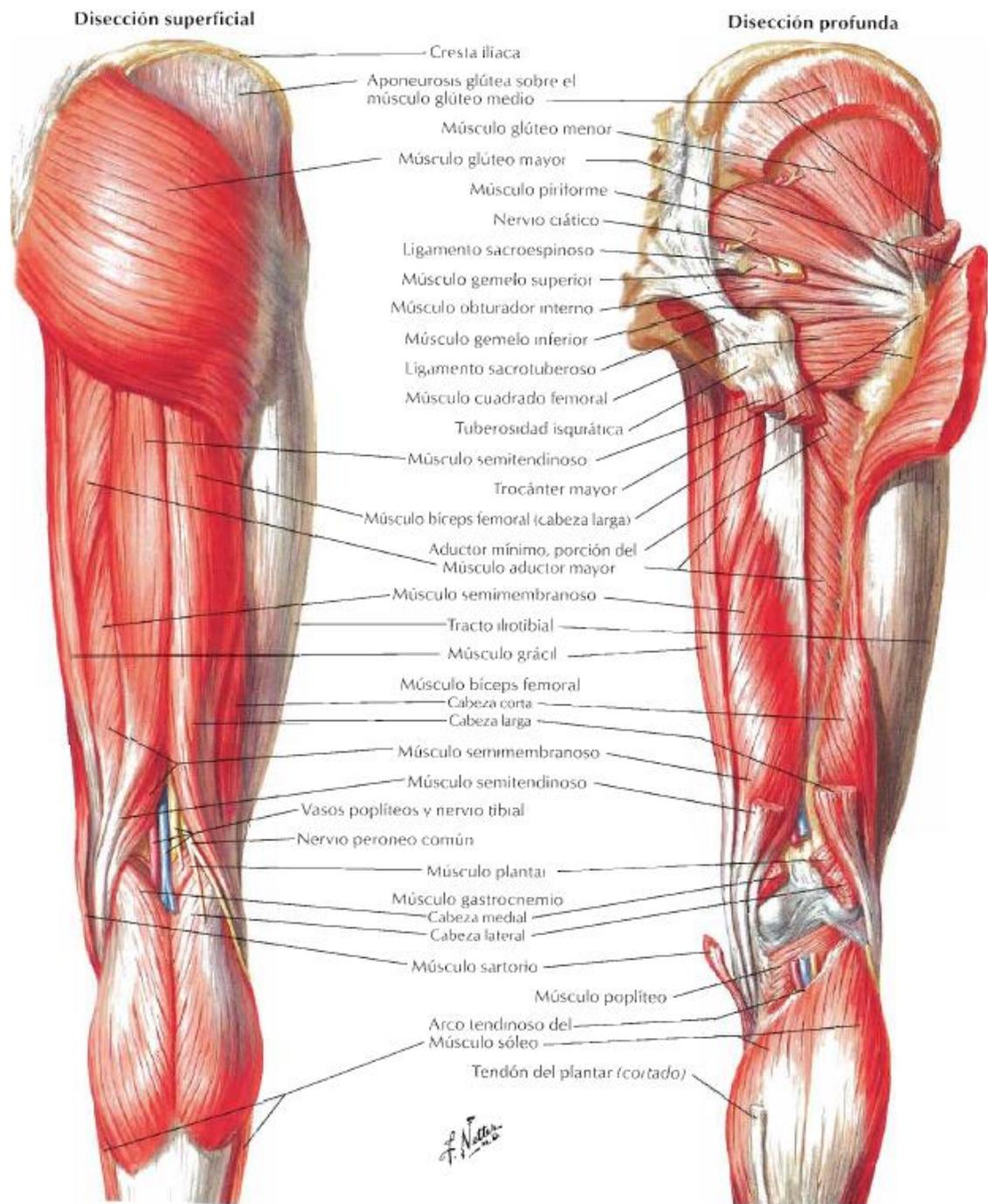


Ilustración 9. Vista Posterior del cuádriceps (Fuente: *The Netter Collection of Medical Illustrations – Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals.*)

En una sección lateral de cuádriceps encontramos los músculos: glúteo medio y glúteo menor como principales. Dichas fibras producen abducción del muslo y pierna y es el movimiento que permite separar la extremidad de la línea media del cuerpo teniendo como pivote la cabeza del fémur. En la siguiente ilustración se puede apreciar éstos y más músculos secundarios para producir dicho movimiento (Dr. G. Uquillas, entrevista personal, 7 de febrero de 2014).

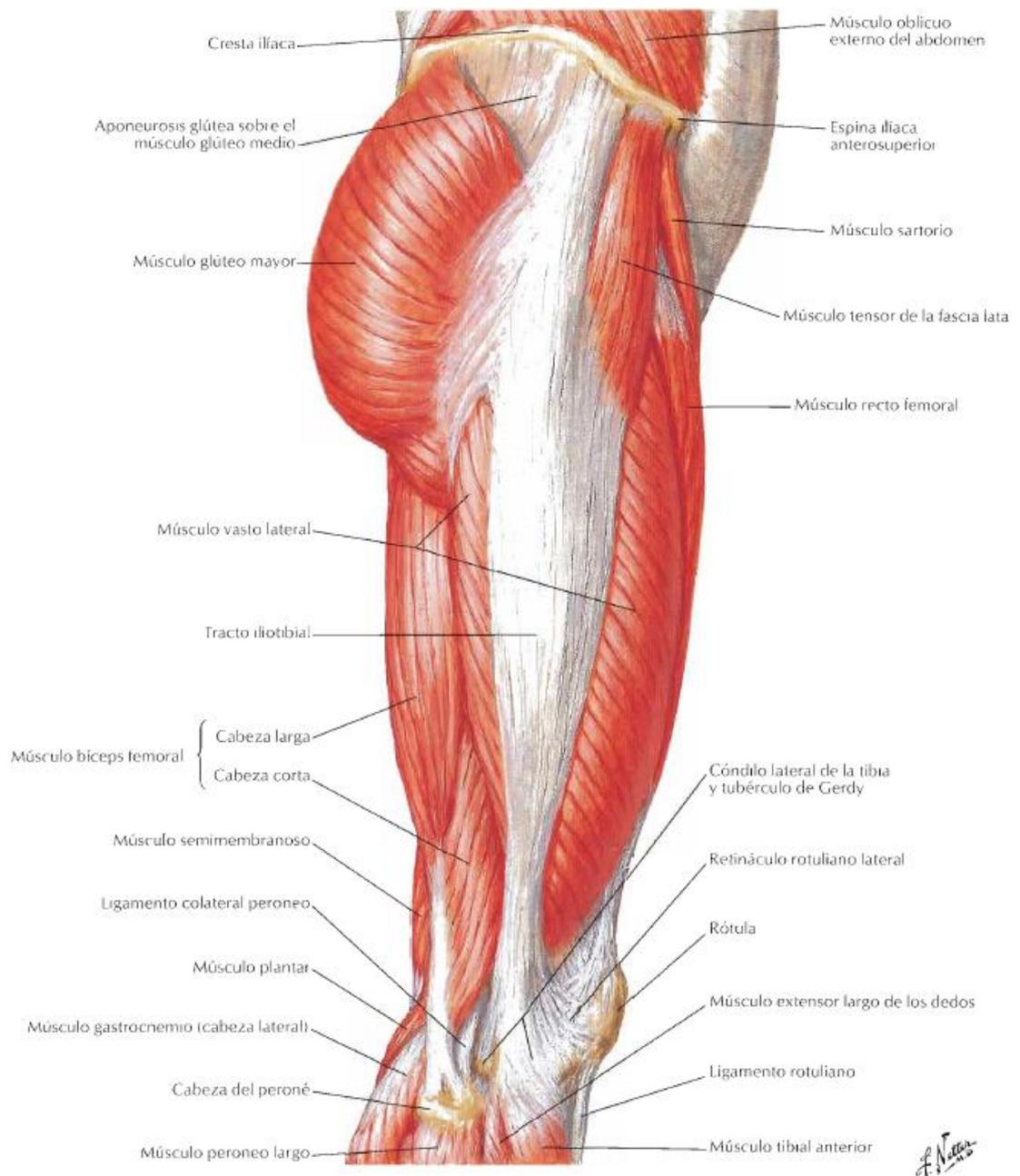


Ilustración 10. Vista Lateral del cuádriceps (Fuente: *The Netter Collection of Medical Illustrations – Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals.*)

Continuando a lo largo de la extremidad pasamos a la parte post tibial o al área debajo de la rodilla o pierna. Aquí dividiremos una vez más los principales músculos

por su función. En la parte anterior encontramos las fibras musculares Tibial anterior (fibra encargada de la Inversión del tobillo o rotación interna y la dorsiflexión), el extensor largo del dedo gordo (dorsiflexión del dedo principal del pie) y el extensor común de los dedos del pie (Dr. G. Uquillas, entrevista personal, 7 de febrero de 2014). En la siguiente ilustración se muestran las fibras musculares mencionadas así como otras secundarias (ilustración 11).

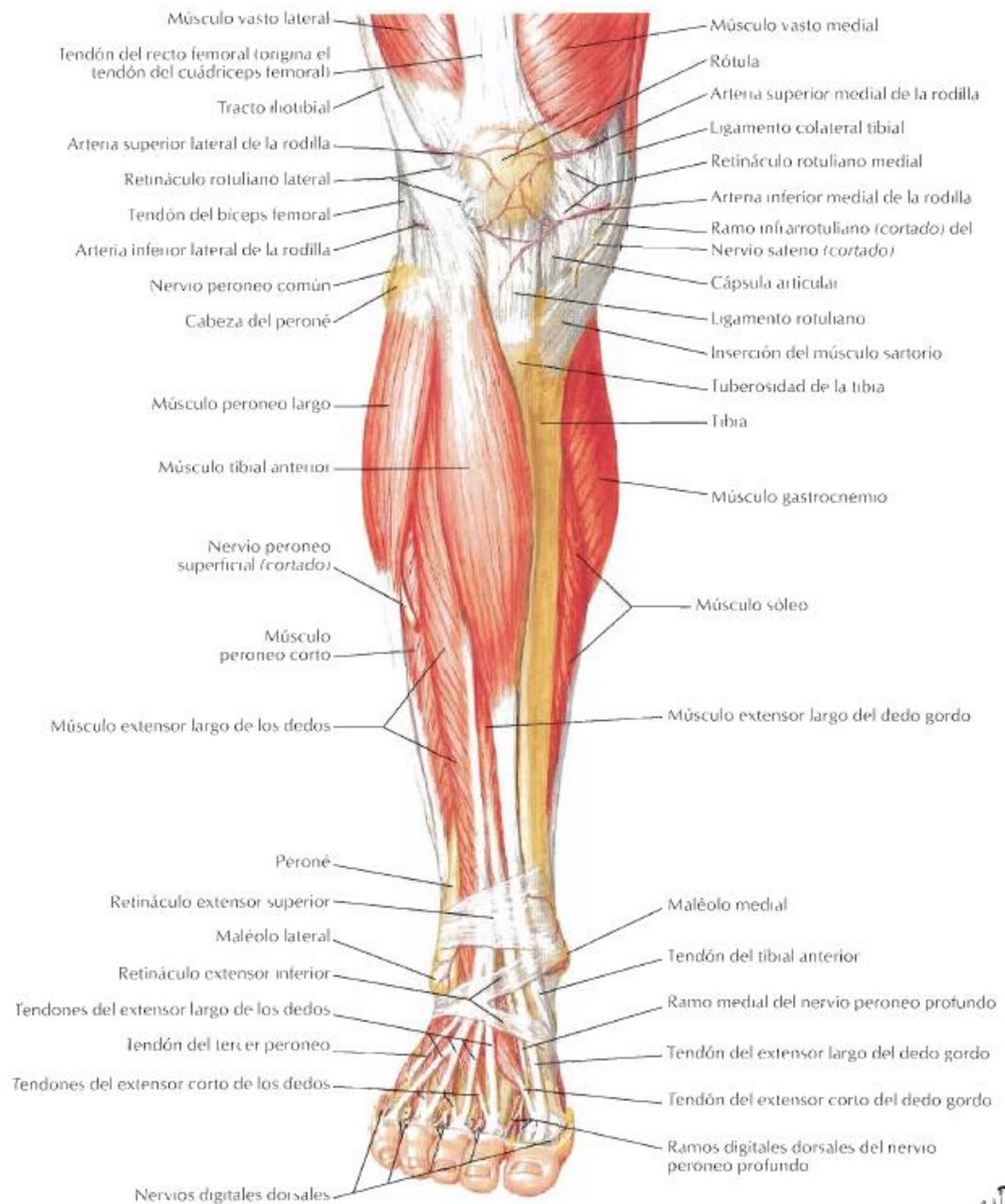


Ilustración 11. Vista Anterior de la pierna (Fuente: *The Netter Collection of Medical Illustrations - Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals.*)

Seguimos con la parte externa o lateral de la pierna donde encontramos al peróneo lateral como músculo principal que se divide en largo y corto. Dichas fibras son

encargadas de la eversión del tobillo (antagonista a la inversión) y se las puede observar en la ilustración 12 a continuación.

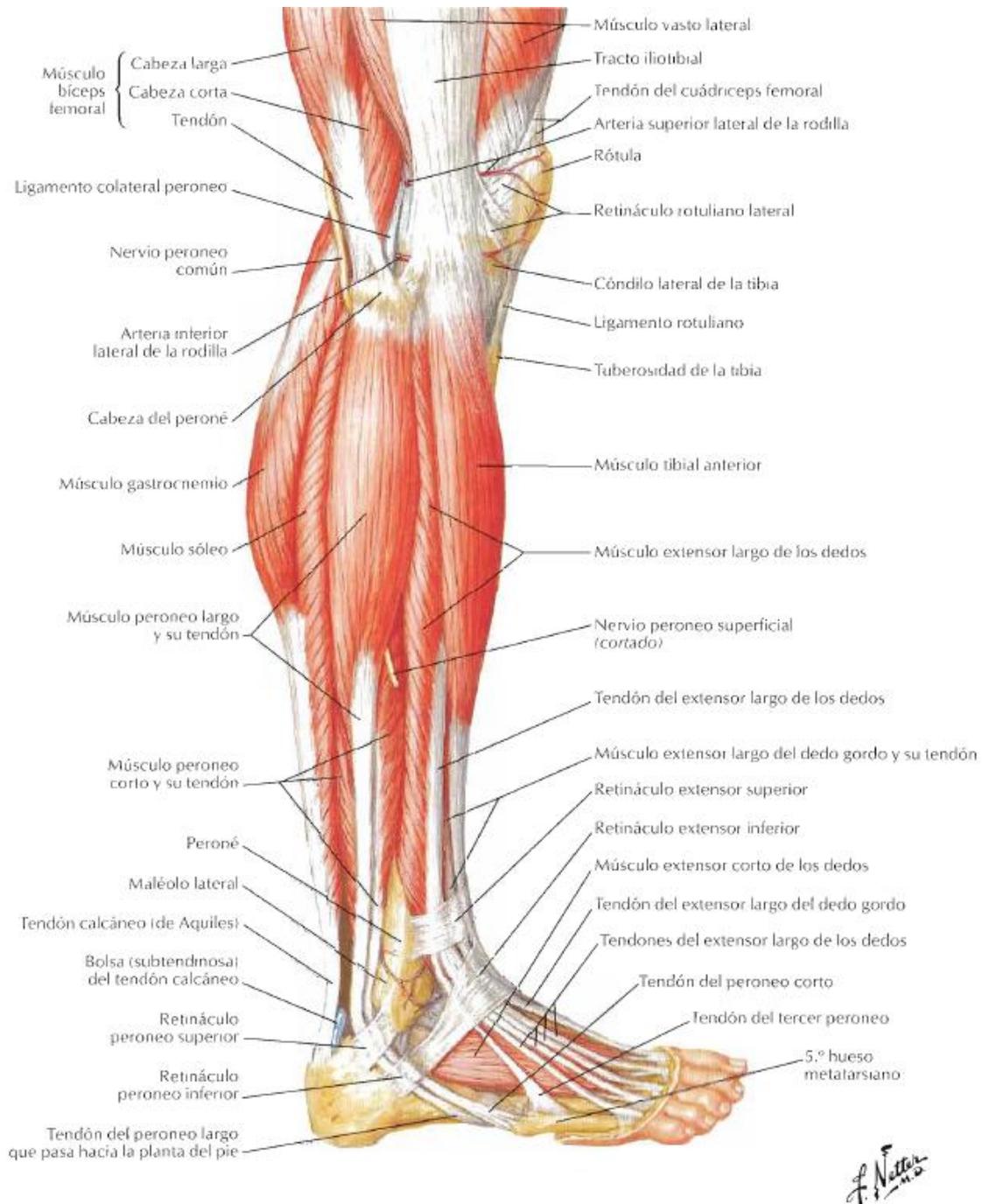


Ilustración 12. Vista Lateral de la pierna (Fuente: *The Netter Collection of Medical Illustrations – Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals.*)

Finalmente en la pierna en la parte posterior encontramos a los músculos gemelos, sóleo, y el tibial posterior (encargados de la flexión plantar) y flexor propio del

dedo gordo, flexor común de los dedos (responsables del movimiento flexor de los dedos del pie). En este proyecto se requiere simular el trabajo que realizan principalmente los gemelos y tibial posterior para mejorar la caminata del paciente discapacitado (Dr. G. Uquillas, entrevista personal, 7 de febrero de 2014). Una vez más en la ilustración 13 se puede apreciar la ubicación y el tamaño de estos músculos de una mejor manera.

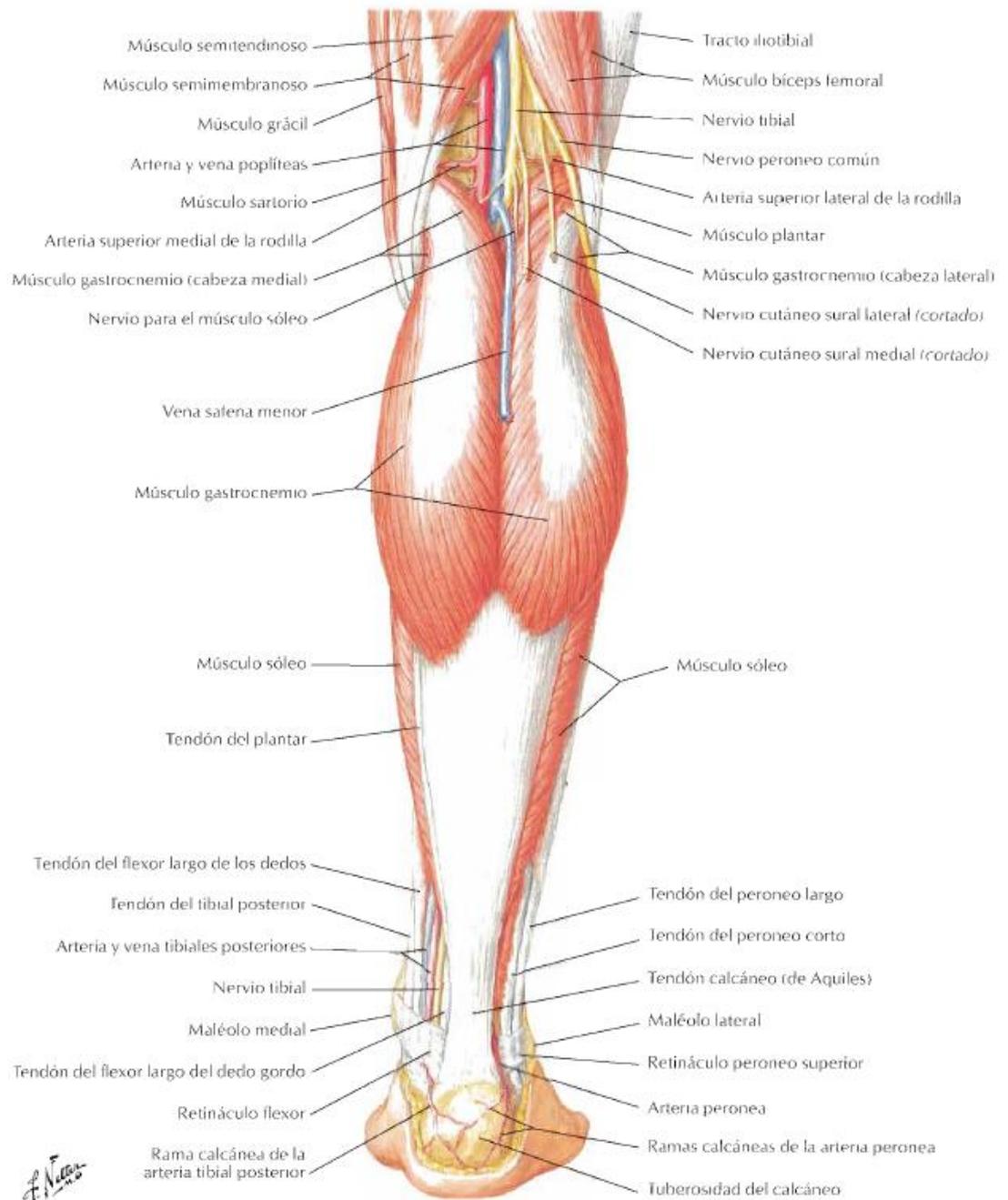
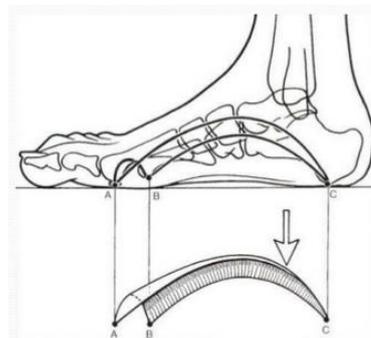
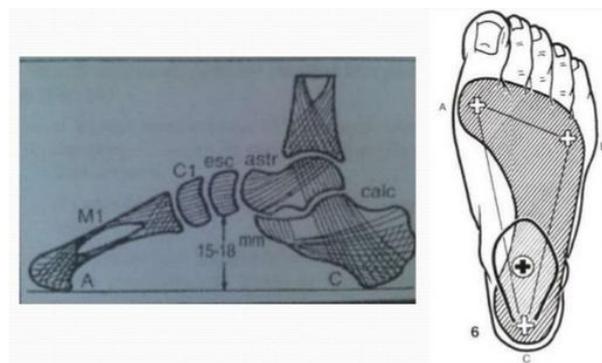


Ilustración 13. Vista Posterior de la pierna (Fuente: *The Netter Collection of Medical Illustrations – Images for Scientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals.*)

## 2.2 Estudio de la biomecánica de pie y tobillo

Dentro de lo que es la biomecánica del pie y tobillo es necesario definir cómo se transmite el peso del cuerpo hacia el piso. Esto se lleva a cabo gracias a la bóveda

plantar o planta del pie, la cual es un conjunto de elementos osteoarticulares, ligamentos y músculos que son capaces de adaptarse al terreno en donde se esté pisando. En la ilustración 14 los puntos A, B y C son los puntos donde se forman las reacciones de la superficie sobre la que se encuentra la persona y explica además como es que la persona obtiene el equilibrio. La bóveda plantar además dota al pie de un amortiguamiento importante al momento de realizar el ciclo de la marcha (Biomecánica De Pie Y Tobillo).



*Ilustración 14. Puntos de apoyo del pie(Fuente: Biomecánica del Pie y Tobillo)*

El arco interno del pie está constituido por 5 huesos (primer metatarsiano, primera cuña, escafoides, astrágalo y calcáneo) y conserva su concavidad gracias a ligamentos y músculos propios del pie (Correr Definitivamente No Es De Cobardes).

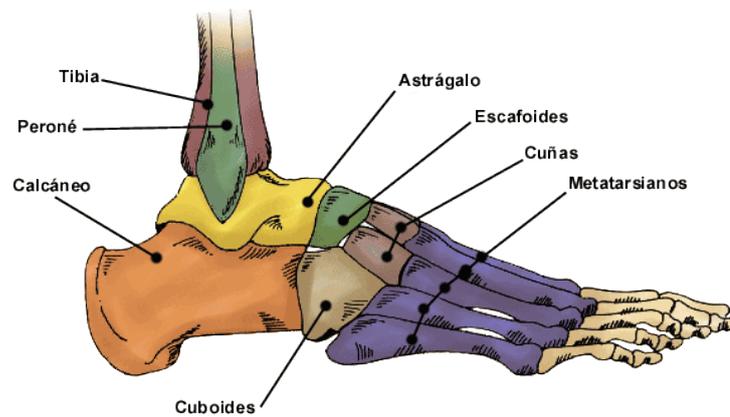


Ilustración 15. Conjuntos de huesos del pie (Fuente: *Correr Definitivamente No Es De Cobardes*)

Los ligamentos plantares unen las piezas óseas del pie y resisten fuerzas que producen la deformación por un corto periodo de tiempo, como por ejemplo en un salto o en una caída leve. Los músculos tibial posterior (TP), peróneo lateral largo (PLL), flexor propio del dedo gordo y aductor del dedo gordo (Fd y Fp) efectúan la tensión del arco plantar (Biomecánica De Pie Y Tobillo).

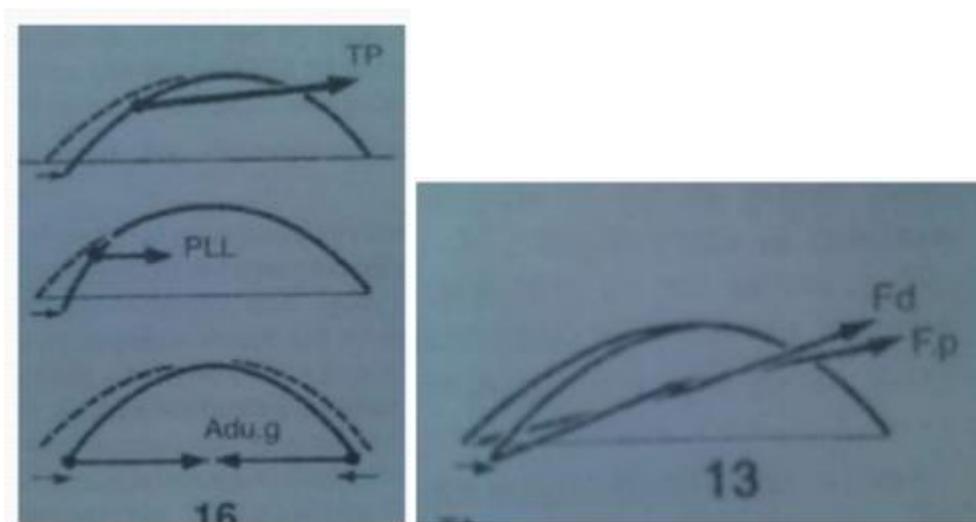
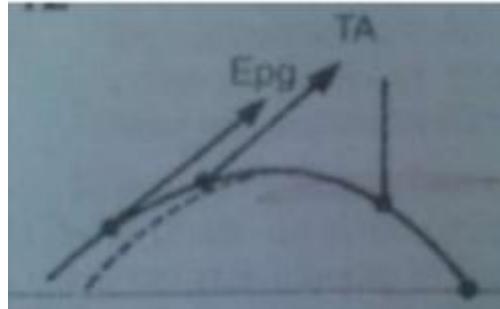


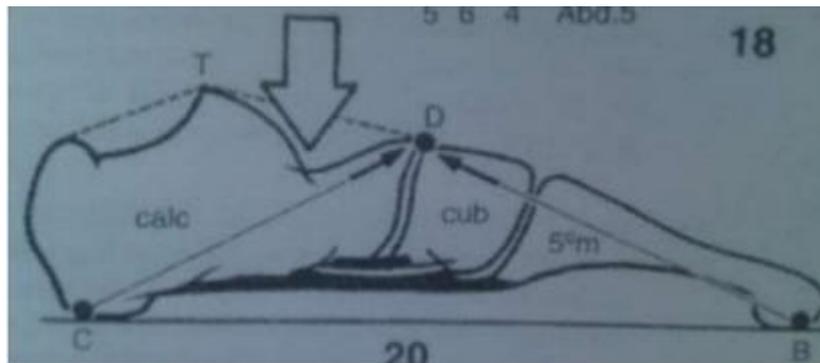
Ilustración 16. Representación gráfica vectores de fuerza en la planta del pie (Fuente: *Biomecánica del Pie y Tobillo.*)

En la parte convexa del pie (empeine) se insertan y actúan otros músculos como lo son el extensor propio del dedo gordo y el tibial anterior y además disminuyen la curva del arco del pie. Dichos músculos provocan vectores fuerza con su dirección que se muestran en el siguiente gráfico (Biomecánica De Pie Y Tobillo).



*Ilustración 17. Representación gráfica vectores de fuerza en la planta del pie(Fuente: Biomecánica del Pie y Tobillo.)*

El arco externo del pie está constituido por el quinto metatarsiano, cuboides y el calcáneo que forman una estructura más rígida que el arco interno del pie ya que es necesario transmitir más tensión de los músculos que provocan el impulso en la marcha. Esta rigidez se logra gracias a la gran potencia del ligamento calcáneo-cuboideo plantar (punto D en el gráfico). Los músculos tensores del arco externo son peróneo lateral corto, peróneo lateral largo y el abductor del quinto dedo (Biomecánica De Pie Y Tobillo).



*Ilustración 18. Representación gráfica vectores de fuerza en el pie(Fuente: Biomecánica del Pie y Tobillo.)*

Así con lo antes mencionado y estudiado procedemos a relacionar estas estructuras y actuadores con diferentes mecanismos para lograr la marcha. Como se puede apreciar en el siguiente gráfico, se puede distinguir claramente las articulaciones más importantes representadas con un pequeño círculo, así como el arco del pie y los músculos actuadores en cada etapa de la marcha. Además, la ilustración 19 muestra el mecanismo del pie con sus movimientos, con momentos provocados por las flechas (representantes de la dirección de la contracción de cada músculo) y teniendo a la articulación como eje o pin (Biomecánica De Pie Y Tobillo).

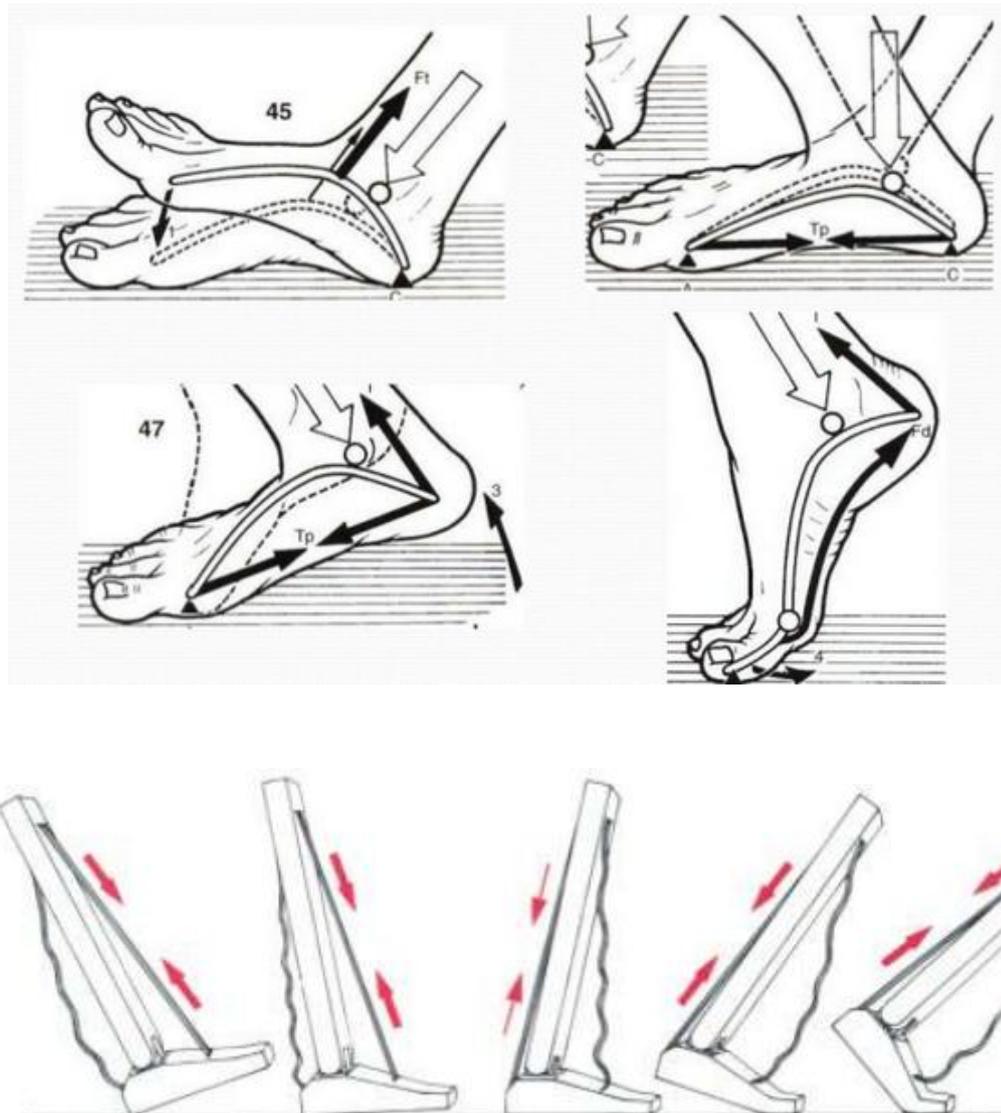


Ilustración 19. Representación gráfica vectores de fuerza en el pie durante la marcha(Fuente: Biomecánica del Pie y Tobillo.)

Los ejes de rotación lo determina claramente la articulación del tobillo. En un plano lateral o sagital el pie es capaz de rotar 30 grados en dorsiflexión y aproximadamente 46 grados en plantiflexión. En un plano axial el pie tiene la facultad de rotar en aducción 36 grados y 26 grados en abducción, y por último en un plano coronal en inversión el pie rota 22 grados mientras que en eversión rota 17 grados como máximo. (Protocolos - RMCuerpo – Tobillo)

### 2.2.1 Estudio de la marcha

Para poder realizar un diseño funcional de un mecanismo para una prótesis externa post tibial es importante comprender el movimiento que realiza un pie al caminar, como antes se explicó existen varios músculos que ayudan a esta necesidad, se plantea construir un mecanismo que sea capaz de sustituir esos músculos dando un impulso al paciente recreando una marcha normal del mismo. a continuación se detallara el ciclo de la marcha para luego usar estos conceptos en el diseño.

Al caminar todas las personas realizamos un ciclo que se repetirá cada vez que uno de los pies toquen el piso, a este ciclo se lo conoce como el ciclo de la marcha. La marcha se divide en dos fases principales y una secundaria. La fase de apoyo y de balanceo son las fases de las cuales se hablara a lo largo de esta sección. Sin embargo existe una fase secundaria que se la conoce como doble apoyo, esta fase no se la analiza ya que únicamente se presenta en el ciclo durante un instante mínimo. A esta fase se da cuando los dos pies tocan el piso, por esto el nombre de doble apoyo. La ilustración 20 explica el ciclo completo de la marcha. (Hernández)

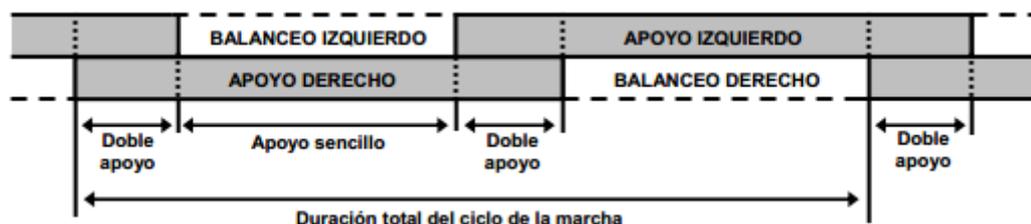


Ilustración 20. Descripción de las fases de la marcha (Fuente: Capítulo 3: Biomecánica de la marcha humana, Hernández)

La fase de apoyo es el 60 % de la marcha, esta comienza desde el momento en el cual el talón realiza el contacto inicial con el piso, hasta el momento en el que la parte delantera del pie se despegga del mismo. se analizara la fase de apoyo por secciones. Esta se divide en cinco secciones las cuales están dadas por el ángulo que se encuentre entre tibia y peroné y el eje perpendicular a la planta del pie. A continuación se muestran las secciones antes nombradas en la ilustración 21.

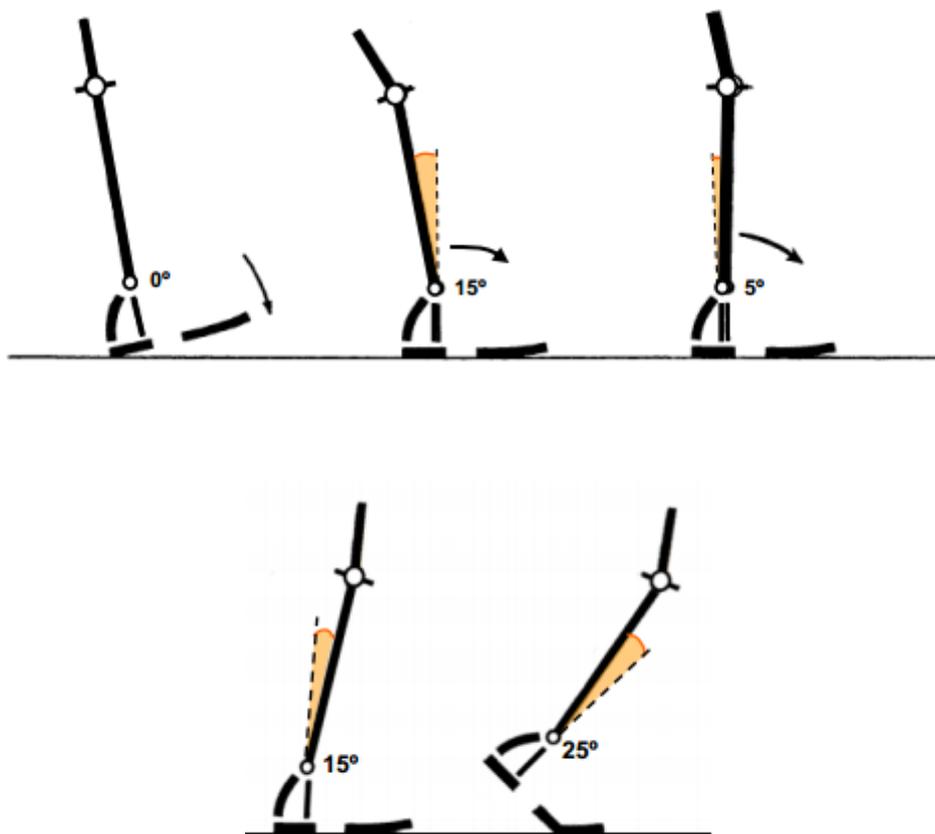


Ilustración 21. Ángulos en fase de apoyo (Fuente: Capítulo 3: Biomecánica de la marcha humana, Hernández)

Posteriormente para el análisis numérico que se realizara al diseñar el mecanismo, estas cinco secciones serán reducidas a tres únicamente. De tal modo que las fases que se analizaran son las siguientes:

- fase 1, 0 grados; La fase 1 será el mismo instante cuando el talón se asienta. Este movimiento del pie se lo conoce como flexión dorsal
- fase 2, 5 grados; , la fase 2 será el instante cuando talón y planta se asientan totalmente
- fase 3, 25 grados. y la fase 3 será cuando los dedos se encuentran a punto de realizar el despegue, este movimiento se lo conoce como flexión plantar.

La fase de balanceo es el otro 40% del ciclo. Ésta comienza en el momento que los dedos del pie realizan el despegue hasta cuando el talón se va a asentar nuevamente en el piso, toda esta fase se realiza en el aire como se muestra en la ilustración 22.

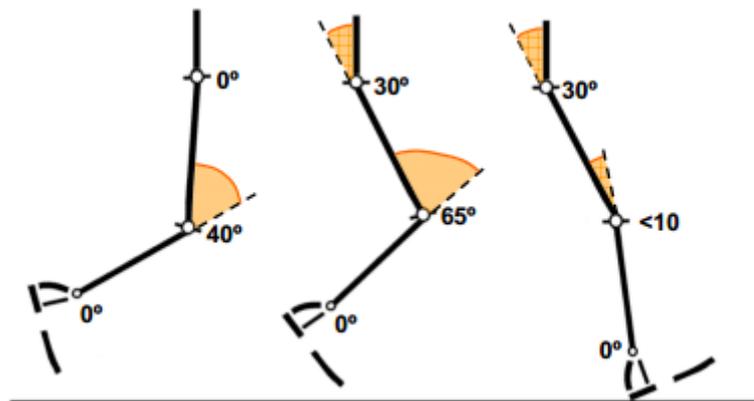


Ilustración 22. Ángulos en fase de balanceo (Fuente: Capítulo 3: Biomecánica de la marcha humana, Hernández)

## Examen de laboratorio de movimiento y marcha

Después de entender las fases de la marcha se pasó a realizar un examen a un paciente, el examen fue con la finalidad de obtener datos base que al final servirán como apoyo y comprobación de que el mecanismo tiene una funcionalidad del cien por ciento. El examen completo se lo presenta en el Anexo A.

#### - **Introducción al examen**

El Laboratorio de Análisis de Movimiento, Análisis de la Marcha y Gesto Deportivo del Hospital Axxis es un laboratorio dedicado a realizar exámenes que sirvan a los médicos especialistas a dar mejores soluciones a sus pacientes así como analizar las posturas que hace una persona cuando se mueve. Este laboratorio cuenta con un sistema multi-cámara que permite simular el movimiento en tres dimensiones del cuerpo humano en un computador. De este modo se pueden realizar exámenes completos que brinden resultados importantes de cargas, momentos, trayectorias, velocidad, posición, entre otras variables. Es por ello que el paciente de este proyecto de tesis se sometió a estos exámenes para poder desarrollar un diseño eficiente y cien por ciento funcional del mecanismo.

#### - **Presentación del paciente**

Mateo Jarrín es un estudiante de Universidad San Francisco de Quito, tiene 25 años de edad, peso de 88 kilogramos y estatura de 1 metro con 84 centímetros. Mateo presenta discapacidad física por la ausencia de miembro inferior derecho bajo rodilla. Actualmente Mateo utiliza una prótesis de fibra de carbono traída del extranjero que alcanza un valor de 12 mil dólares

aproximadamente. Al realizar el examen del laboratorio de marcha y movimiento del hospital Axxis a Mateo, lo que se intenta es ver la funcionalidad de su prótesis y comparar los datos obtenidos con su otra extremidad. De esta manera al crear un mecanismo nuevo se intentará recrear una marcha uniforme en el paciente brindándole un impulso extra que mejore su caminata.

- **Desarrollo del examen**

Se realizó un examen completo en el laboratorio de análisis de movimiento con la ayuda de la Ingeniera Biomecánica Catalina Villa. Este examen consta de tres fases, la primera fase trata de la preparación del paciente, la segunda fase es la preparación del espacio físico y finalmente la prueba en sí.

Como primer punto tenemos la preparación de la paciente en la cual debe colocarse ropa adecuada y básicamente consiste de una lycra corta de color negro para poder colocar los indicadores. Éstos indicadores son centros luminosos que proporcionan a las cámaras una ubicación real de donde se encuentran los puntos de interés. En este caso al paciente se le ubicó 16 indicadores en distintas partes de su cuerpo, básicamente en articulaciones de rodillas, cadera y tobillos. La ubicación y la cantidad de los indicadores va a depender del análisis que se quiere realizar a cada paciente. En este caso se colocaron los indicadores únicamente enfocándose en las extremidades inferiores, tercera vértebra, hombros y tres puntos de la cadera como muestra la ilustración 23.



*Ilustración 23. Detalle de la posición de centros luminosos en el paciente (PH. Sánchez)*

Para la segunda fase, lo que se intenta es indicar al software el espacio físico en el que va a trabajar. Para esto se utiliza una herramienta que permite que las cámaras reconozcan las dimensiones del espacio por donde el paciente realizará la prueba. De esta manera al mover la herramienta se va recreando un espacio volumétrico en el software que ocupa el laboratorio.

Finalmente se realiza el examen, en este proceso es importante proporcionar algunos datos del paciente al software, los cuales se detallan a continuación en la siguiente tabla:

*Tabla 3. Datos del paciente*

APELLIDOS	NOMBRES	EDAD
Jarrín Silva	Mateo José	25

DIAGNOSTICO	PROTOCOLO	FECHA DE EXAMEN
Prótesis bajo rodilla derecha	Davis_ENG	09/09/2013

\* Protocolo Davis\_ENG propio del software, no se profundizó en este aspecto.

Fuente: Laboratorio de Análisis de Movimiento, Análisis de la Marcha y Gesto Deportivo

Posteriormente, el paciente realiza ciclos de marcha en medio del espacio volumétrico especificado en la fase anterior. Al caminar el paciente debe dar pasos normales sobre una plataforma que es capaz de medir la magnitud y dirección del vector carga ejercida sobre el pie de apoyo y sus reacciones. Al realizar varias veces este recorrido el software con sus cámaras es capaz de tener resultados de trayectorias, momentos, fuerzas, velocidades, entre otras sobre cada una de los puntos luminosos.

#### - **Resultados del examen**

En este examen se obtienen datos numéricos sobre varias variables que son útiles para enfocarnos en el diseño posteriormente. Se detalla los resultados y se explica según sea necesario. El primer resultado significativo es el porcentaje del ciclo de la marcha y el tiempo que toma cada uno de ellos.

	PARÁMETROS TEMPORALES		ESTÁNDAR	
	DER	IZQ	DER	IZQ
<b>FASE DE APOYO (%)</b>	57.3 ± 1.5	62.5 ± 1.3	59.6 ± 1.2	59.3 ± 1.8
<b>FASE DE BALANCEO (%)</b>	42.7 ± 1.5	37.5 ± 1.3	40.4 ± 1.2	40.7 ± 1.8
<b>APOYO DOBLE (%)</b>	10.9 ± .7	9.9 ± 1.2	13.4 ± 1.1	12.5 ± 1.1
<b>TIEMPO DE APOYO (s)</b>	0.68 ± .03	0.76 ± .01	0.63 ± .02	0.63 ± .04
<b>TIEMPO DE BALANCEO (s)</b>	0.51 ± .01	0.46 ± .02	0.43 ± .02	0.43 ± .02
<b>TIEMPO DE ZANCADA (s)</b>	1.19 ± .03	1.22 ± .02	1.06 ± .03	1.05 ± .05
<b>CADECENCIA (pasos/min)</b>	99.6 ± 2.113		113.844 ± 4.302	

*Ilustración 24. Parámetros temporales del paciente. (Fuente: Laboratorio de Análisis de Movimiento, Análisis de la Marcha y Gesto Deportivo)*

Como podemos apreciar los resultados del examen siempre van a estar guiados por un valor estándar. Los valores de la pierna derecha están distinguidos con el color rojo y los de la izquierda con el color verde. El paciente tiene diferencias insignificantes en los porcentajes de las fases de la marcha según la Ingeniera Villa. Estos valores deberían variar exageradamente para ser tomados en cuenta. Del mismo modo podemos analizar velocidades y distancias recorridas en cada paso, como se muestra a continuación. (Villa, 2014)

	PARÁMETROS ESPACIALES		ESTÁNDAR	
	DER	IZQ	DER	IZQ
<b>LONGITUD DE PASO (m)</b>	0.75 ± .02	0.71 ± .02	0.73 ± .02	0.74 ± .02
<b>VELOCIDAD (m/s)</b>	1.39 ± .06	1.36 ± .07	1.39 ± .06	1.39 ± .07
<b>VELOCIDAD BALANCEO (m/s)</b>	2.95 ± .11	3.11 ± .19	3.3 ± .14	3.27 ± .18
<b>LONGITUD ZANCADA (m)</b>	1.65 ± .04	1.65 ± .07	1.47 ± .08	1.47 ± .06
<b>ANCHO DE PASO (m)</b>	0.22 ± 0	0.22 ± 0	0.11 ± .03	0.13 ± .01
<b>VELOCIDAD MEDIA (m/s)</b>	1.34 ± .07		1.39 ± .06	

*Ilustración 25. Parámetros espaciales (Fuente: Laboratorio de Análisis de Movimiento, Análisis de la Marcha y Gesto Deportivo)*

Existe una variación mínima en los valores obtenidos en el paciente entre pierna derecha y pierna izquierda por lo que consideramos que sigue en el rango de lo estándar. A partir de este momento se comenzarán a analizar datos obtenidos en el examen por medio de gráficos. En el eje de las X los gráficos están enumerados del 0 al 100 de 10 en 10, esto se refiere al 100 por ciento del ciclo de la marcha. Como se explicó anteriormente del 0 al 60 por ciento es la fase de apoyo y el 40 por ciento restante es la fase de balanceo. Todas las gráficas están en base al ciclo completo de la marcha. Al realizar este examen se hizo 5 repeticiones las cuales estarán señaladas por un color diferente. En el eje de las Y se encuentra la magnitud de la variable que se necesita saber en función del porcentaje de la marcha. Se puede apreciar esto en la Tabla 4.

Tabla 4. Comparación entre gráficos obtenidos en el examen (Fuente: Laboratorio de Análisis de Movimiento, Análisis de la Marcha y Gesto Deportivo)

	Pierna derecha	Pierna izquierda	Comparación
<b>TOBILLO</b>			
<b>DESCRIPCION</b>	Rango de -10 grados a 7 grados.	Rango de -40 grados a 5 grados.	Como se puede observar en la gráfica, es notorio que la curva del tobillo izquierdo (línea verde) sale de la estándar (línea gris) y esto es comprensible ya que el paciente tiende a contrarrestar naturalmente la falta de fuerza y articulación de su extremidad derecha. Por otra parte se aprecia que la curva entre cortada de color roja (tobillo derecho) sigue una curva menos notoria sin los cambios en sus pendientes tan pronunciados como en la curva estándar. Esto se debe básicamente a que no existe articulación en su prótesis, ésta tan solo se deforma en un grado mínimo.
<b>PIE</b>			
<b>DESCRIPCION</b>	Rango de - 30 grados a 10 grados.	Rango de -30 grados a 8 grados.	El pie izquierdo (línea de color verde) sigue la curva estándar aunque con un desfase debido a que el paciente contrarresta la falta de su extremidad derecha. Por otra parte la pierna derecha (línea entre cortada roja) sigue una trayectoria distinta debido a la falta de articulación en la prótesis.

Como se observa en la tabla 4, existe una gran diferencia entre la pierna derecha y la izquierda. Esta diferencia se debe a que la prótesis actual que utiliza Mateo no le brinda la capacidad de igualar una marcha natural. Esto se debe a que este sistema no cuenta con una articulación como es el tobillo. El proyecto consiste en encontrar el mecanismo adecuado para brindar el impulso faltante en la pierna derecha de Mateo. (Hernández, 2013)

En la ilustración 26 se puede observar la posición del vector de la reacción del piso en cada fase de la marcha.



## FASES DE LA MARCHA

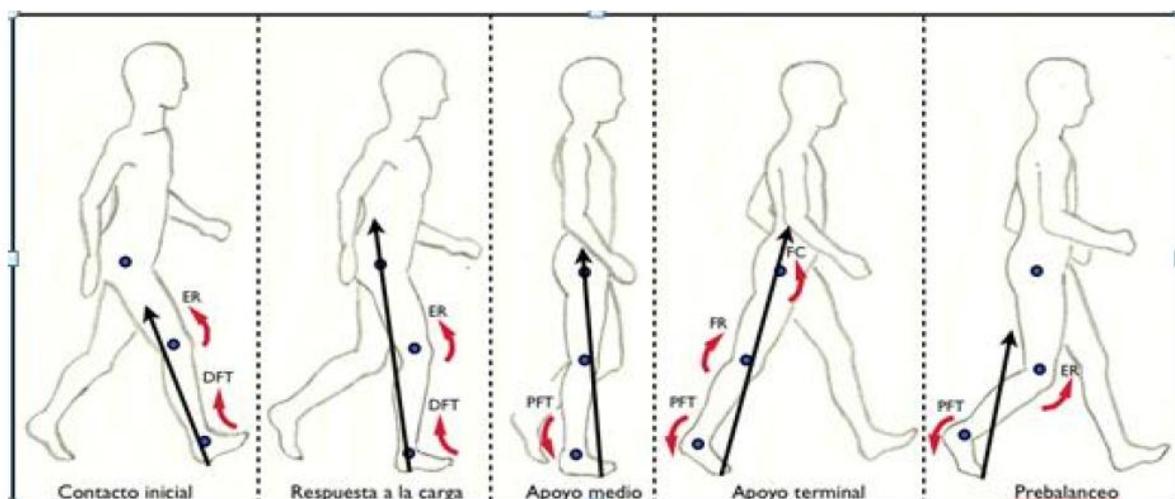
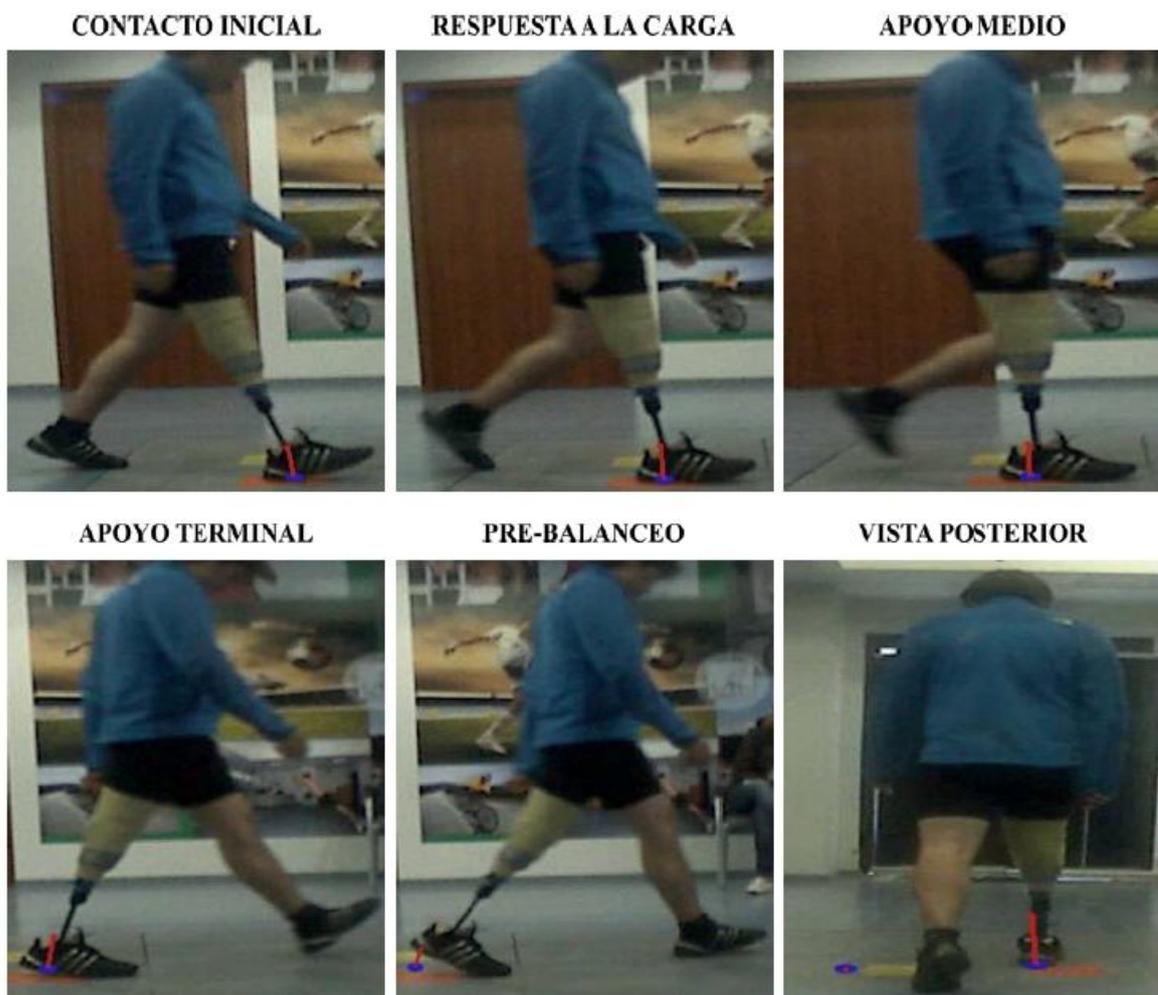


Ilustración 26. Fases de la marcha (Fuente: Laboratorio de Análisis de Movimiento, Análisis de la Marcha y Gesto Deportivo)

Como se observa en la ilustración 26, este análisis se realiza únicamente en la fase de apoyo de la marcha, el vector cambia de dirección según se va asentando el pie, en este caso la planta de la prótesis. A continuación se observa el vector del paciente mediante un sensor tipo balanza en 3 dimensiones (sensor de fuerzas existentes en los

tres ejes del espacio que permite el monitoreo en su software) por sobre el cual el paciente realiza su marcha.



*Ilustración 27. Fases de la marcha en paciente (Fuente: Laboratorio de Análisis de Movimiento, Análisis de la Marcha y Gesto Deportivo)*

Se puede notar que el vector tiene una trayectoria muy similar a la trayectoria estándar, por lo que se considera que el paciente camina en una posición casi natural a simple vista.

## - Conclusiones del examen

El paciente tiene un ciclo de marcha bastante normal, esto en cuanto a la posición del vector que se mostró previamente. Los porcentajes de las fases de apoyo y balanceo están dentro de lo estándar sin embargo, el paciente presenta cierta dificultad al caminar ya que sus dos piernas no se comportan de igual manera. En la tabla 4 se observa que la pierna derecha e izquierda tienen una diferencia significativa en cuanto a sus curvas descritas. La pierna derecha no iguala ni se asemeja a ninguna curva estándar debido a que en la prótesis que el paciente utiliza no existe una articulación que le permita realizar el movimiento correcto del pie. Es ahí donde se enfoca este trabajo de investigación, en dar una solución para intentar igualar el modelo estándar de movimiento del pie. Esta solución consiste en diseñar un mecanismo que cumpla las mismas funciones que realiza el tobillo y los músculos de rodilla para abajo en un plano sagital, para poder brindar una mejor caminata al paciente.

### 2.3 Presentación de modelo base

Como se explicó anteriormente el objetivo de este proyecto es modificar y desarrollar un mecanismo de una prótesis ya existente. Esta prótesis fue creada por Steven H. Collins y Arthur D Kun en el 2010. El proyecto de estos dos profesores de la universidad de Michigan consistía en recrear la caminata humana en base a un mecanismo similar a una prótesis. La idea de ellos no era crear una prótesis que sea capaz de caminar normalmente, más bien consistía en crear un mecanismo el cual sea capaz de recrear la caminata humana, para después transformarlo en una prótesis.

El funcionamiento del mismo se muestra en la ilustración 34.

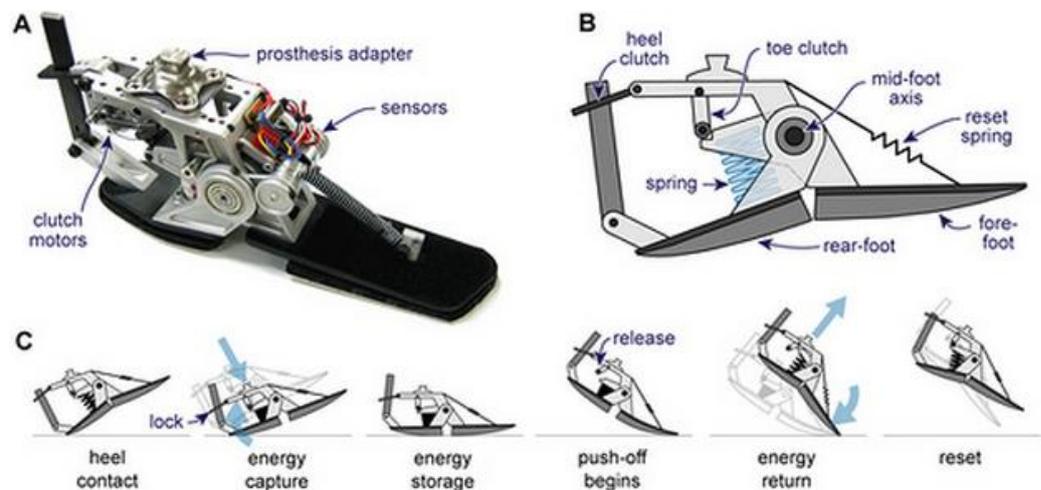


Ilustración 28. Recycling energy to restore impaired ankle function during human walking (Fuente: Collins, 2010)

Este sistema es netamente electrónico y cuenta con un motor el cual es capaz de activar o desactivar el *Toe Clutch*. De esta manera se asegura que el mecanismo va a soltarse en el momento correcto. La idea es hacer este sistema netamente mecánico, de forma que se asegure que funcionará en cualquier circunstancia y/o medio ambiente. Al hacerlo mecánico también se ahorra el uso de baterías, se disminuye el costo de mantenimiento y número de componentes, etc. De esta manera después de haber realizado los exámenes en el laboratorio del hospital Axxis sabemos que este mecanismo funcionará para brindar la energía extra que necesita el paciente para tener una caminata natural.

## CAPITULO 3

### DISEÑO DEL PROTOTIPO FUNCIONAL

#### 3.1 Descripción del proceso

En nuestro proceso de rediseño es importante comenzar por las condiciones y requerimientos técnicos del mecanismo de la prótesis. Esto ayudará para que el producto final cumpla todas las necesidades del paciente. Estas condiciones están ligadas principalmente al buen funcionamiento del sistema, para luego alcanzar objetivos secundarios como es normalizar la caminata de la persona.

Para comenzar, tras el estudio que se logró en el Hospital Axxis de la ciudad de Quito, se determinó que el paciente tiene una carga máxima de 431,4 Newtons sobre cada extremidad. Dicha carga será la que el sistema tendrá que resistir más un factor de seguridad. Otro aspecto importante que presenta el proyecto es la resistencia de los materiales a movimientos cíclicos naturales de la marcha como son los momentos y aceleraciones que al mismo tiempo presentan fatiga en sus componentes. Un aspecto más que debe tomarse en cuenta es el peso de toda la prótesis con el mecanismo, ya que dicha magnitud tendrá que tener relación con la otra extremidad del paciente para no alterar la marcha. Así también se tiene la restricción de las dimensiones de todo el mecanismo ya que tiene que ser lo más similar posible a la otra extremidad del paciente (la talla del zapato por ejemplo nos brinda un límite de longitud). En el presente trabajo se hará énfasis en diseñar un mecanismo que brinde un impulso al caminar. Con esto se creará un sistema que simule lo que hacen las fibras musculares del sóleo y gemelos los cuales al contraerse rotan al pie en un plano sagital. Con dicho momento e impulso se quiere normalizar la marcha del paciente. Con lo que tiene que ver al mecanismo

precisamente se necesita un material que no tenga un alto índice de desgaste con sus superficies en contacto ya que el sistema necesitará de muchas áreas en movimiento con otras. Así mismo se necesita materiales que tengan una dureza tal que no se deformen con los esfuerzos aplicados. Por lo contrario esta tesis no se enfoca en la ergonomía ni en la parte estética de la prótesis ya que solo se quiere demostrar que el mecanismo propuesto funcione y cumpla con su objetivo que es almacenar energía para luego utilizarla como propulsor para el impulso de marcha.

### **Fases de la marcha a ser analizadas**

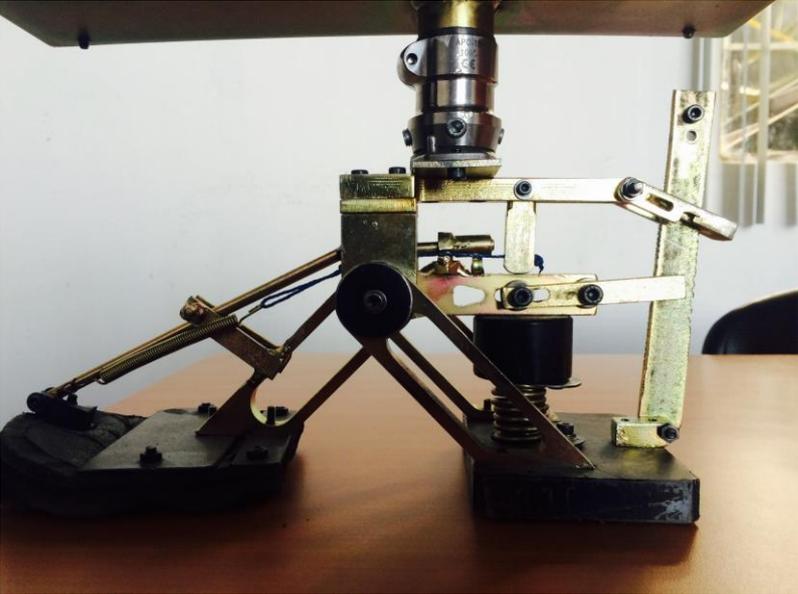
Tras el estudio del ciclo de la marcha se estableció hacer los análisis pertinentes del mecanismo en tres tiempos diferentes. Dichos tiempos son durante el periodo de apoyo ya que éstos serán cuando se aplican las cargas al sistema, por lo tanto el tiempo en que el mecanismo se encuentra en funcionamiento.

La primera fase a ser analizada será el tiempo de contacto inicial. Esta etapa será el instante mismo cuando el talón de la prótesis tenga contacto con el piso y cuando el mecanismo almacene energía. Aquí se hará un estudio estático sobre todas las piezas del diseño para probar como se distribuyen las tensiones. La segunda etapa o fase es la del apoyo completo que refiere cuando toda la suela o la planta de la prótesis está en contacto con el suelo. Este tiempo tiene que ver con el balanceo de todas las fuerzas por todas las piezas del mecanismo. Finalmente tenemos la fase de despegue que será el tiempo en que el sistema este por terminar su contacto contra el piso. En esta fase será cuando la energía se libere para producir un impulso y ayude al paciente en su marcha.

Así también se tiene que realizar el análisis estructural pertinente para comprobar el mecanismo.

### 3.2 Descripción del funcionamiento del mecanismo

Tabla 5. Descripción del funcionamiento (Fuente: Elaboración Propia)

FASES DE FUNCIONAMIENTO DEL MECANISMO	DESCRIPCIÓN
	<p>El funcionamiento de la prótesis funcional es cíclico y comienza por la etapa de <i>contacto inicial</i>. En dicha fase el <i>resorte principal</i> se encuentra en estado de equilibrio, es decir que no está ni comprimido ni tensionado, y ambas plantas se encuentran a un ángulo menor que 180 grados. La carga o peso del paciente cae sobre la pieza llamada <i>Apoyo Carga</i> y el <i>seguro del resorte</i> transmite dicha fuerza provocando la fase 2.</p>
	<p>Como resultado tenemos que el resorte se comprime y se crea una reacción del piso en las dos partes de la suela de la prótesis y el resorte termina de comprimirse cuando el paciente sigue realizando los movimientos naturales al caminar. Además en esta etapa 2 o fase de <i>apoyo completo</i> el seguro posterior se encuentra activado, por lo que las plantas llegan a tener un ángulo de 180 grados y no permite que esto cambie. Siguiendo con el movimiento de balanceo del pie llegamos a la etapa 3, el <i>despegue</i>.</p>



Aquí, como se observa en el gráfico, la punta de la planta delantera fleja con el peso del paciente. Con eso se produce el desplazamiento del pistón provocando el empuje del *seguro del resorte*. Esto hace que el seguro rote en un sentido anti horario (como se muestra en el gráfico) haciendo que el resorte se descomprima para arriba teniendo un momento en la planta delantera. Dicho momento se lo relaciona como el momento que general básicamente los músculos gemelos de la pierna para realizar una flexión plantar del tobillo y generar un impulso de caminata.

Luego, cuando el pie se encuentra en el aire cumpliendo con el 40% restante del ciclo de la marcha, los seguros se liberan por lo que el *resorte secundario* provoca una rotación de prácticamente 90 grados del *seguro del resorte* reseteándolo. El gancho posterior llegara a su tope por lo que las plantas del sistema estarán nuevamente a la media angular inicial. Es importante mencionar que el *seguro posterior* se encuentra bloqueado desde que el resorte se comprime en la primera etapa, hasta el final de la fase de *apoyo*.

### 3.3 Análisis mecánico del funcionamiento

Se necesita comprobar que todo el sistema tendrá un funcionamiento correcto por lo que se realiza un análisis estático en las tres diferentes fases previamente detalladas. Es suficiente demostrar que al momento de realizar el pre balanceo existirá un torque el cual será capaz de brindar el impulso necesario para realizar el despegue. Así mismo se analizará la potencia necesaria para realizar dicha fase.

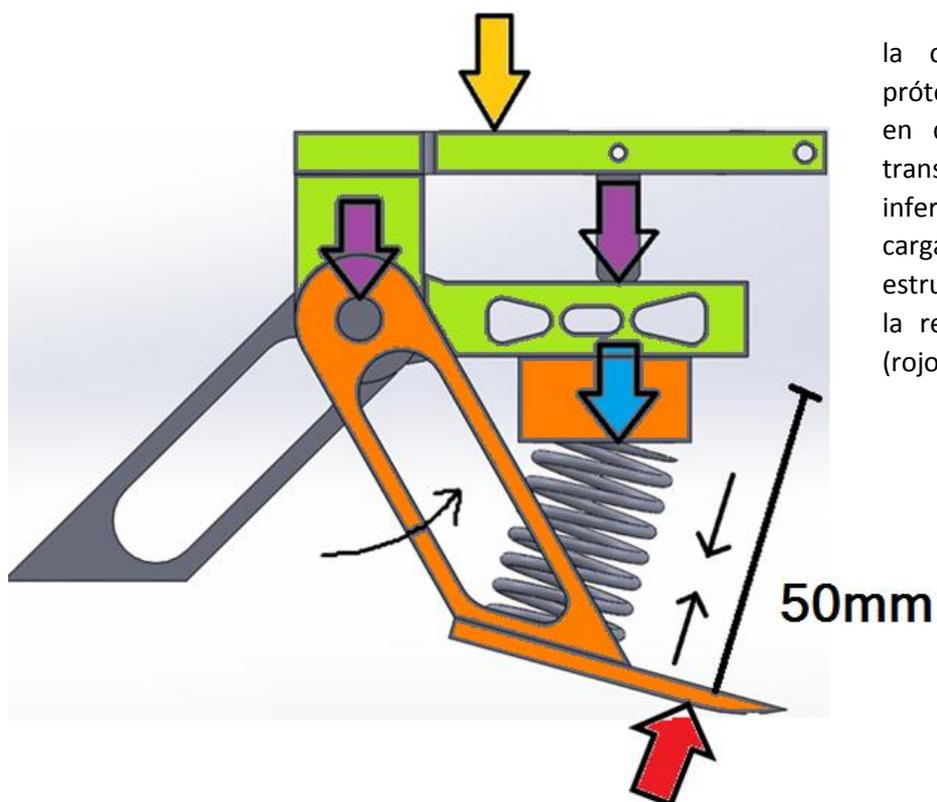
A continuación se detalla un cuadro de los datos que serán utilizados durante el análisis.

Tabla 6. Datos obtenidos previo análisis matemático

DESCRIPCION	VALOR
Peso máximo aplicado por el paciente	88 Kg
Fuerza aplicada por el paciente	863.28 N
Tiempo de apoyo	0.68 s

Fuente: Elaboración Propia

### 3.3.1 Fase 1



Como se puede apreciar, la carga que actúa sobre la prótesis (amarillo) se descompone en dos cargas. Dicha carga se transmite hacia la estructura inferior (naranja) que incluye la carga en el resorte (azul). En esta estructura (naranja) se manifiesta la reacción del apoyo del suelo (rojo).

Ilustración 29. Diagrama de cuerpo libre, fase 1 (Fuente: Elaboración propia)

En la primera fase el resorte se encuentra en su estado de equilibrio (50 milímetros de longitud) y en tanto el paciente asienta la suela posterior se genera una reacción con el piso (flecha roja), con una componente normal a la suela una componente horizontal producto de la fricción ambas como efecto del peso del paciente. En la figura 45 se muestra como la fuerza o peso del paciente recorre la estructura por sus elementos (flechas amarillas, moradas y azules) y como consecuencia tenemos que el resorte se comprime. Con estos datos podremos calcular la fuerza ejercida en el resorte, la constante del mismo, la energía potencial elástica y la potencia.

$$M = 0$$

$$F_1 d_1 + F_2 d_2 + \dots + F_n d_n = 0$$

$$M_c = 0$$

$$-F \cdot 0,03 \text{ m} + F_r \cos 10^\circ \cdot 0,06 \text{ m} = 0$$

$$- 431,64 \text{ N} \cdot 0,03 \text{ m} + F_r (\cos 10^\circ) \cdot 0,06 \text{ m} = 0$$

$$F_r = \frac{12,9492 \text{ Nm}}{\cos 10^\circ \cdot 0,06 \text{ m}} = 219,15 \text{ N} = 22,34 \text{ kg}$$

$$F_r = kx$$

$$k = \frac{F_r}{x} = \frac{219,149 \text{ N}}{0,03 \text{ m}} = 7304,98 \frac{\text{N}}{\text{m}}$$

Energía potencial elástica

$$U_k = \frac{1}{2} kx^2$$

$$u_k = \frac{1}{2} (7340,979) \frac{\text{N}}{\text{m}} (0,03\text{m})^2$$

$$u_k = 3,287 \text{ J}$$

Potencia del resorte en impulso

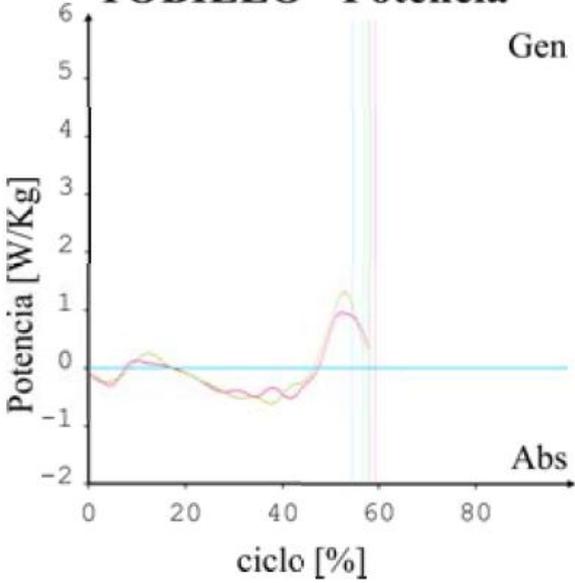
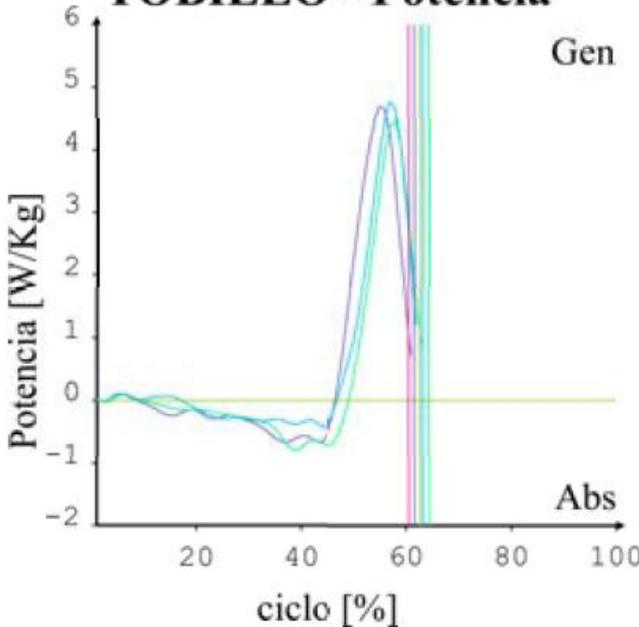
El tiempo total de apoyo es de 0.68 segundos, sin embargo se hace el análisis únicamente del periodo de impulso que es del 20% que es igual a 0.136 segundos.

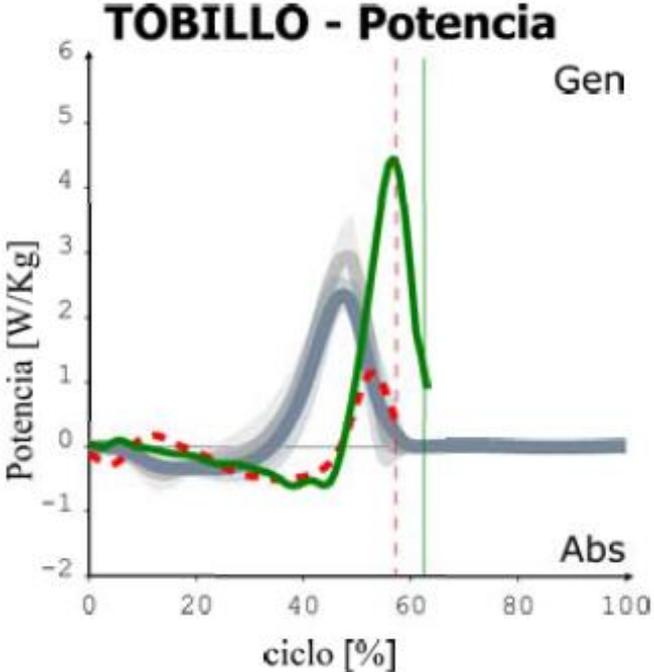
$$P = \frac{u_k}{\Delta t} = \frac{3,287 \text{ J}}{(0,136 - 0)\text{s}} = 24,17 \text{ W}$$

Los datos calculados se comparan con datos reales obtenidos en el examen del hospital Axxis como se muestra a continuación en la tabla 7.

*Tabla 7. Comparación de potencia en cada extremidad con la calculada del mecanismo (Fuente: Elaboración propia)*

Extremidad	Curva	Potencia
Inferior		Estimada

Derecha	<p style="text-align: center;"><b>TOBILLO - Potencia</b></p>  <p style="text-align: right;">Gen</p> <p style="text-align: right;">Abs</p>	1.2 W/kg
Izquierda	<p style="text-align: center;"><b>TOBILLO - Potencia</b></p>  <p style="text-align: right;">Gen</p> <p style="text-align: right;">Abs</p>	4.8 W/kg

Estándar	<p style="text-align: center;"><b>TOBILLO - Potencia</b></p> 	2.1 W/kg
Prototipo	N/A	24.17 W

En esta tabla se observa la potencia máxima de la pierna derecha que alcanza 1.2 W/kg aproximadamente. Por otro lado la potencia de la pierna izquierda llega a un valor máximo aproximado de 4.8 W/kg producto de las fibras musculares de los gemelos. Este valor se encuentra por encima de la curva estándar ya que de alguna manera el paciente debe equiparar la potencia de su extremidad discapacitada. Además como se puede apreciar en la gráfica de la curva estándar se alcanza un valor máximo de 2.1 W/kg aproximadamente en cada extremidad en caminata natural. Los cálculos del prototipo muestran que el valor obtenido de potencia es de 24.17 W. A continuación se comparan estos datos.

Como se aprecia en las gráficas de los resultados del examen de movimiento del Hospital Axxis, la potencia se encuentra en vatios por kilogramo de carga del paciente. Por esta razón se buscó asesoramiento con la ingeniera biomecánica Catalina Villa quién nos afirmó que la carga aproximada al momento de realizar el despegue es de un sexto de la carga total. Entonces procediendo con los datos de la tabla 7 en el gráfico estándar

$$F = \frac{1}{6} F_{total} = \frac{1}{6} 88kg = 14,67 kg$$

Así, se calcula la potencia real estándar de cada extremidad del paciente y es igual a:

$$P_{real} = FP = 14,67 kg * 2.1 \frac{W}{kg} = 30,8 W$$

Después de este análisis se puede fácilmente comparar que la potencia producto de la liberación del resorte en el prototipo (24,17 W), se acerca a la potencia que necesita el paciente (30,8 W) para normalizar su marcha.

### 3.3.2 Fase 2

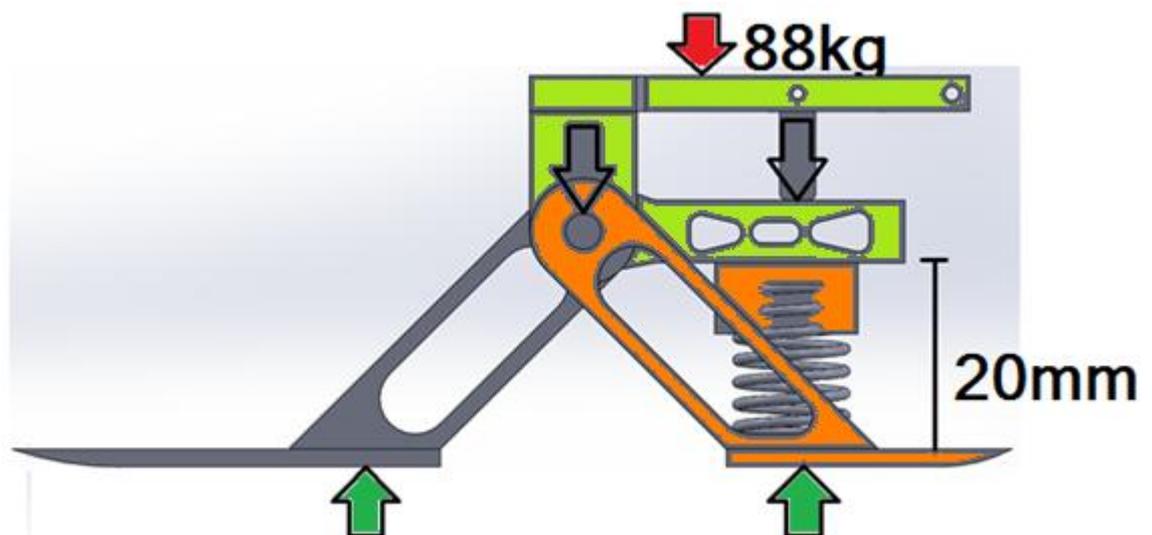


Ilustración 30. Diagrama de cuerpo libre, secciones cerradas obtenidas (Fuente: Elaboración propia)





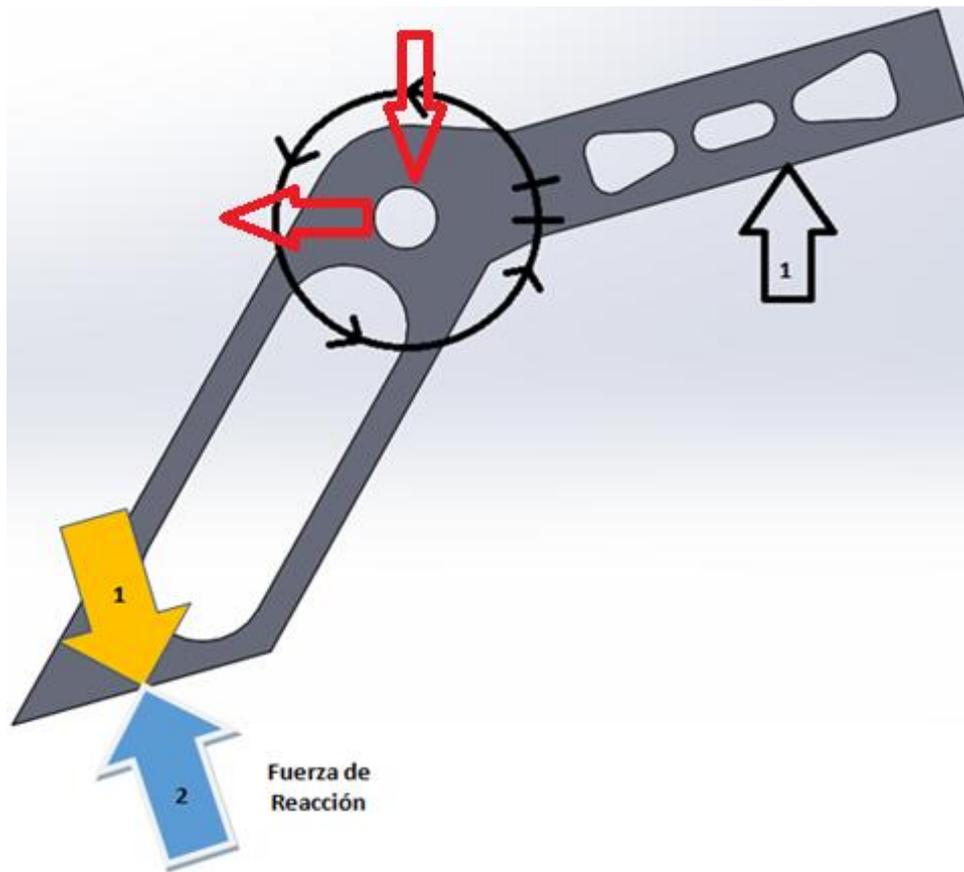


Ilustración 33. Diagrama de cuerpo libre, fase 3 (Fuente: Elaboración propia)

Como se observa, la pieza 2 rota provocando un impulso representado por la flecha amarilla igual a la flecha posterior representa la fuerza del resorte (cargas representadas por el número 1). Dichas fuerzas representan el mismo momento el cual brinda el impulso que ayuda al paciente a caminar.

$$F_i \cdot d - F_r \cdot d = I \cdot \alpha$$

Donde:

**F<sub>i</sub>** es la fuerza de impulso

**Fr** es la Fuerza de reacción

**d** es la distancia del eje al punto de acción de las fuerzas

**I** es la inercia (del mecanismo completo)

**$\alpha$**  es aceleración angular

Durante la marcha del paciente se puede hacer una evaluación de la energía almacenada en el resorte, cuánta se aprovecha y cuanta se disipa. Para saber la energía almacenada total simplemente se aplica la siguiente ecuación:

$$E = \frac{1}{2} kx^2$$

**K** es la constante del resorte aproximada

**X** la distancia de compresión del resorte

- Energía del resorte con descompresión máxima (0.03m)

$$E = \frac{1}{2} \left( 7304,98 \frac{\text{N}}{\text{m}} \right) (0,03)^2$$

$$E = 3,287 \text{ J}$$

- Energía del resorte con recorrido real (0.025m)

$$E = \frac{1}{2} \left( 7304,98 \frac{\text{N}}{\text{m}} \right) (0,025)^2$$

$$E = 2,28 J$$

- Energía del resorte disipada (0.005m)

$$E = \frac{1}{2} \left( 7304,98 \frac{N}{m} \right) (0,005)^2$$

$$E = 0.091 J$$

Se aprovecha un 90% por ciento del recorrido original del resorte, esto permite alcanzar una energía útil significativamente alta. La energía disipada es menor, se la podría eliminar con algunas mejoras del mecanismo.

### 3.3.4 Seguro Resorte

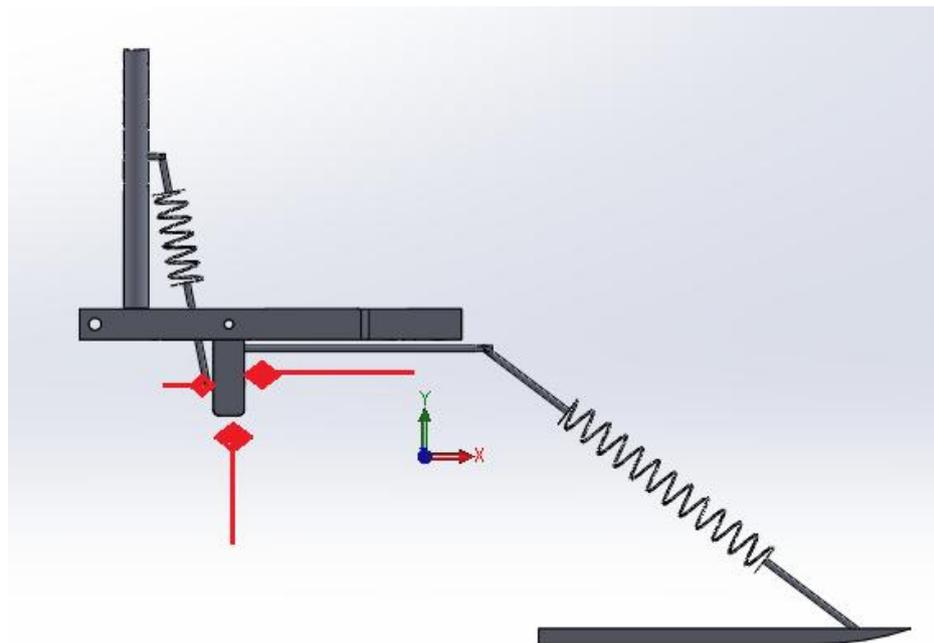


Ilustración 34. Análisis de mecanismo de seguro (Fuente: Elaboración propia)

Para realizar el análisis del seguro resorte es importante analizar las fuerzas que actuarán sobre el mismo. En la fase 1 se acciona el seguro, el mismo que estará sometido a la carga del resorte principal, la fuerza del *resorte seguro planta* que será el

que le mantenga en su posición vertical , y la carga del *resorte soporte seguro* que será el que sirva para liberar el seguro. En la fase 3 del mecanismo cuando la *planta delantera* está en la etapa de despegue, la punta de la planta fleja de tal manera que regresa al *resorte seguro planta* a su posición natural. De esta forma esta fuerza es eliminada y el seguro únicamente cuenta con dos fuerzas sobre él. La fuerza ya calculada del *resorte principal* y la fuerza del *resorte soporte seguro*, de esta forma a simple vista el *resorte soporte seguro* debe ser más fuerte que el *resorte principal*, lo que complica la realización de este mecanismo, es difícil colocar un resorte más fuerte en esta sección primero por la posición en la que se encuentra y también por el espacio muy reducido que se tiene. Después de analizar estos factores que se presentan en el mecanismo se decidió cambiar el mecanismo de modo que el seguro sea siempre confiable

### 3.3.5 Rediseño del seguro

Para esta etapa se tomó en cuenta los factores que afectaban al antiguo mecanismo. El problema era soltar el seguro en el momento justo en que la punta de la planta de adelante fleje. Después de tomar en cuenta los requerimientos necesarios se planteó este modelo.

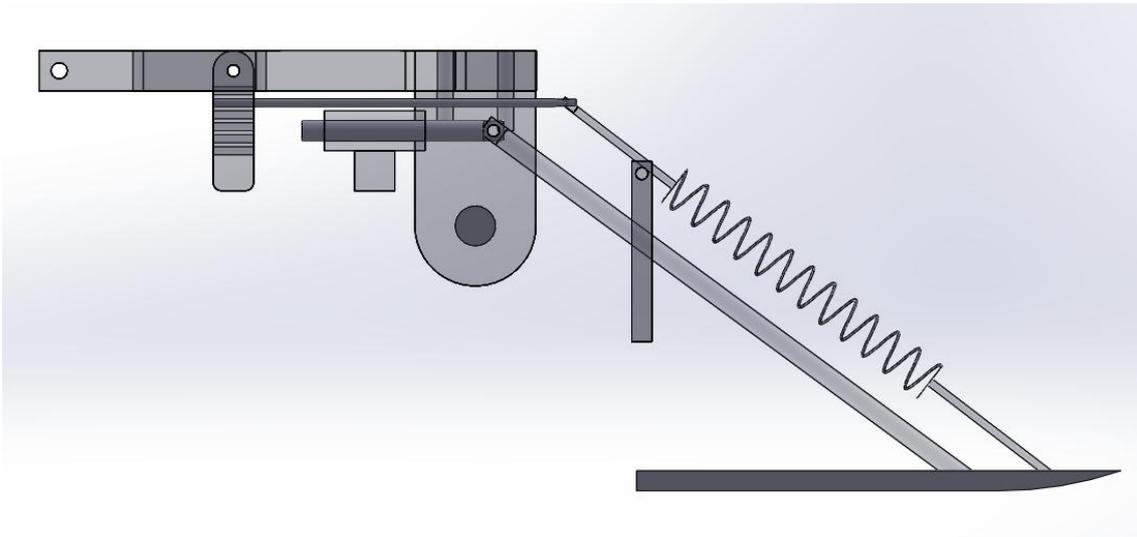


Ilustración 35. Análisis de mecanismo de seguro, rediseño (Fuente: Elaboración propia)

Como se muestra en la ilustración, se retiró el segundo resorte que hacía el trabajo de retirar el seguro, la idea comienza en utilizar nuestra propia fuerza para poder retirar el seguro. De esta manera se crea una palanca la cual será capaz de golpear el seguro y retirarlo. El funcionamiento del mismo contará con el mismo *resorte seguro planta*, que se encargará de colocar el seguro en su posición vertical así como de resetearlo. La palanca que golpeará el seguro está guiada por medio de cilindros que le permitirá realizar el movimiento correcto para la liberación. Esta se desplazará ya que está conectada a la punta de la planta, al momento que esta fleja el movimiento de la curva se transformará en un movimiento rectilíneo el cual transmitirá esta fuerza contra el seguro.

Se muestran los planos de cada elemento nuevo en el Anexo B.

### 3.4 Comportamiento del mecanismo

En esta subsección de la presente tesis se analizarán las posiciones de los principales elementos divididos por etapas para dar a conocer su desplazamiento durante las 3 fases principales que son contacto inicial, doble apoyo y despegue.

En la primera etapa encontramos, como se puede apreciar en la ilustración 36, los componentes en estado natural, es decir cómo se encuentra el mecanismo cuando éste tiene un contacto inicial con el piso. Por esta razón se aprecia que por ejemplo las dos suelas no se encuentran paralelas y el resorte totalmente descomprimido.

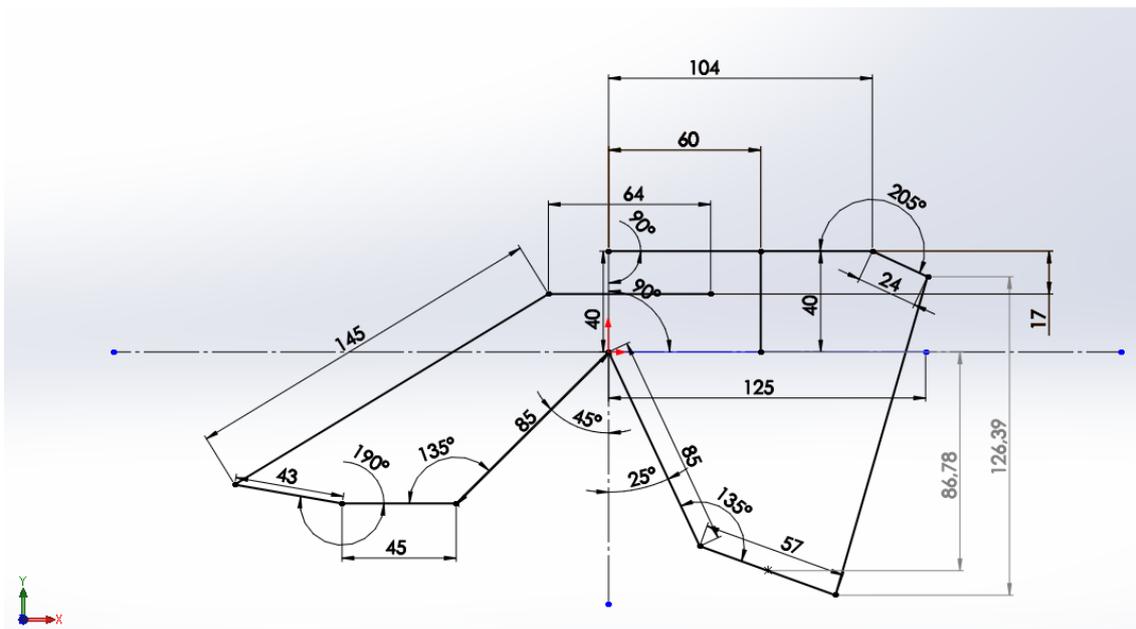


Ilustración 36. Comportamiento del mecanismo en fase o etapa 1. (Fuente: Elaboración propia)

En una segunda etapa que es la de apoyo doble, se observa que el ángulo del *apoyo externo* en relación al eje vertical cambia en 20 grados. Esto se debe a que en contacto con el piso y la fuerza que ejerce el paciente, el resorte se comprime

aproximadamente en 26.68 milímetros. A su vez el *seguro posterior* se desplaza 36,43 milímetros y es aquí donde se bloquea.

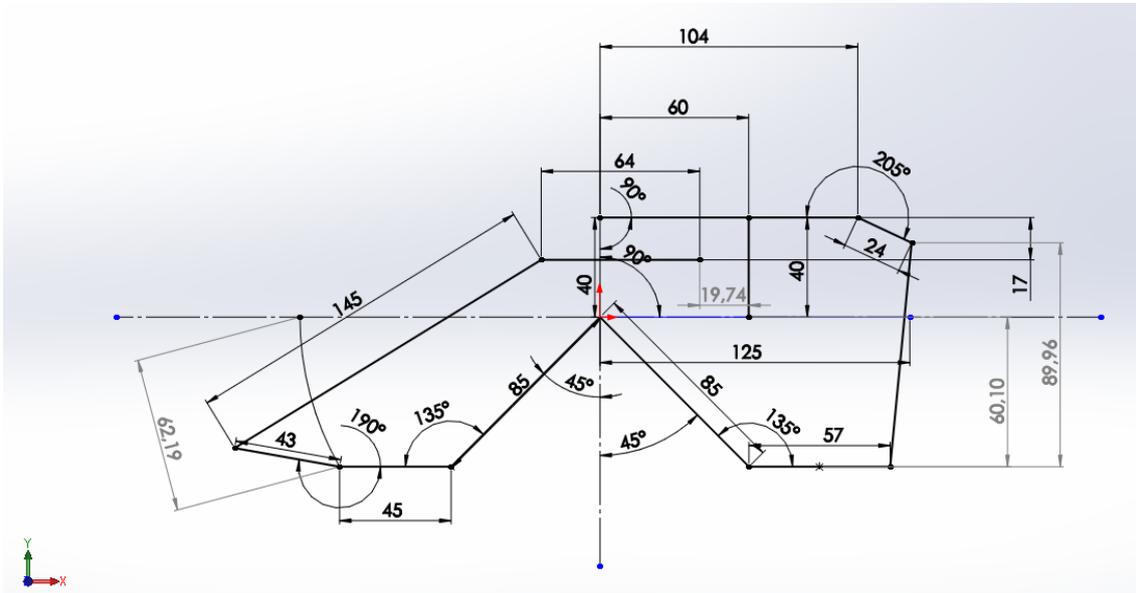


Ilustración 37. Comportamiento del mecanismo en fase o etapa 2. (Fuente: Elaboración propia)

Continuando con el movimiento natural de la marcha se comienza a crear una carga sobre la punta flexible de la suela delantera. Al momento de deformarse elásticamente gira 20 grados impulsando al pistón 12,66 milímetros lo cual es suficiente para liberar el *seguro resorte* y así disparar el sistema.

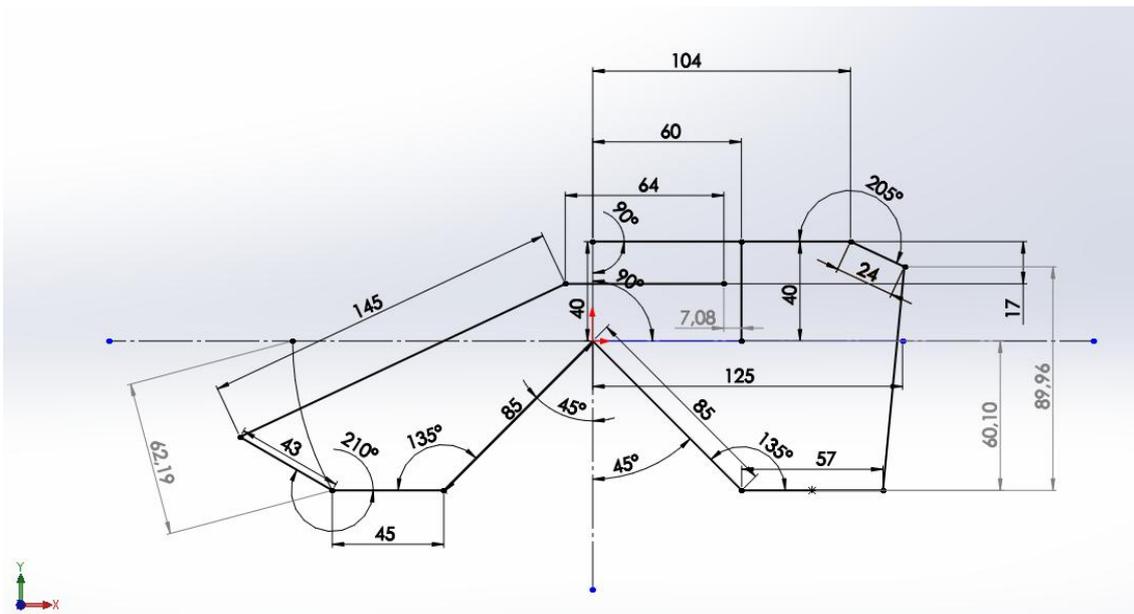


Ilustración 38. Comportamiento del mecanismo en fase o etapa 2 con deformación elástica en su planta delantera.  
(Fuente: Elaboración propia)

Al momento de la liberación del resorte, éste se descomprime en un movimiento hacia arriba rotando la pieza *apoyo resorte* generando un arco en el punto de unión entre la suela delantera y la suela deformada. Aquí se puede apreciar un cambio en su arco, que aproximadamente es de 26.09 milímetros. Esto quiere decir que durante esta distancia el paciente tendrá la ayuda del resorte para realizar su impulso hacia adelante. Cabe recalcar que por dimensiones de diseño de un primer prototipo, no se aprovecha en su totalidad el recorrido del resorte hasta su estado natural ya que antes de que esto ocurra el *apoyo resorte* golpea intencionalmente al *seguro posterior* reseteando el sistema.

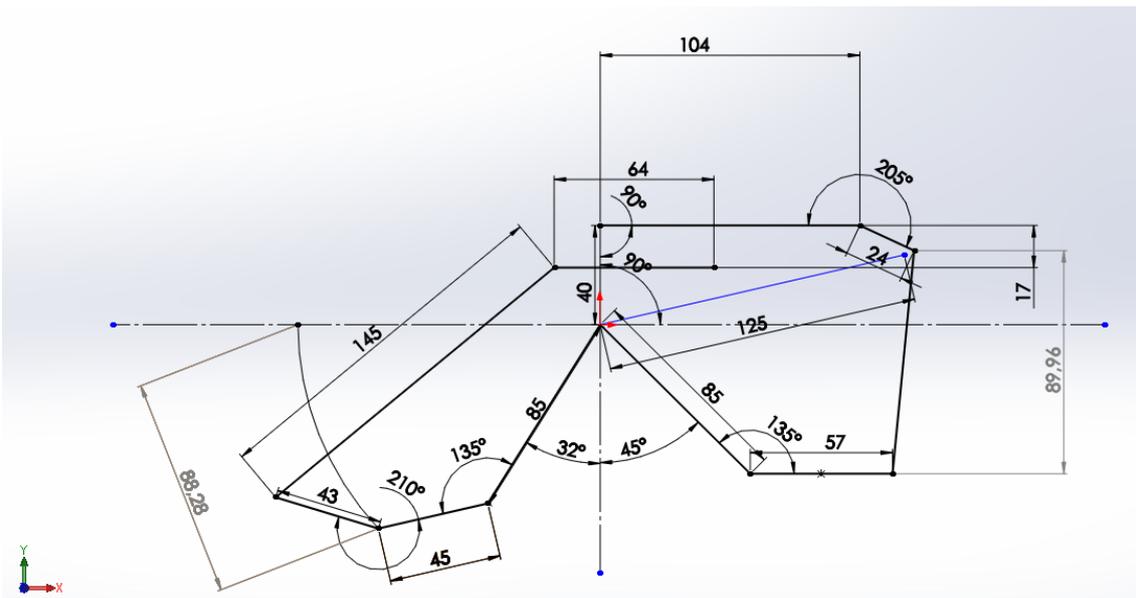


Ilustración 39. Comportamiento del mecanismo en fase o etapa 3, movimiento rotacional de la suela delantera del mecanismo que provoca el impulso. (Fuente: Elaboración propia)

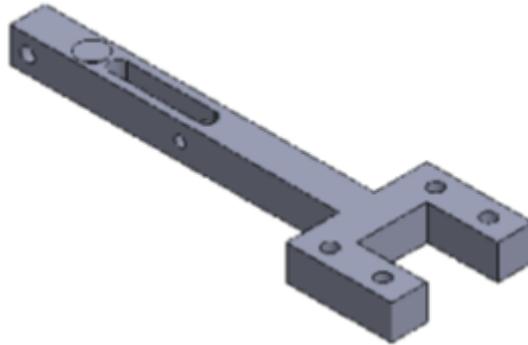
### 3.5 Representación del modelo en SolidWorks

Utilizando el programa de diseño mecánico SolidWorks Dassaults Systemes se dibujó en tres dimensiones todos los elementos del mecanismo.

#### 3.5.1 Planos por pieza

Para cada uno de los diseños de las piezas se tomó en cuenta la ergonomía del pie humano, tomando como límites la longitud del zapato del paciente y la altura del tobillo con respecto al piso.

- USFQ-001-01 Apoyo Carga (Anexo B)



*Ilustración 40. Render USFQ-001-01 Apoyo Carga*

La pieza Apoyo Carga es un elemento sumamente importante del mecanismo, ya que en este estará aplicada la carga total. Además este elemento debe transmitir la fuerza a través del Seguro Resorte y de los Apoyos Carga Eje. Esta pieza cuenta con las dimensiones específicas para ser capaz de realizar este trabajo. El material de dicho elemento es acero al carbono.

- USFQ-001-02 Apoyo Externo (Anexo B)



*Ilustración 41. Render USFQ-001-02 Apoyo Externo*

Para el ensamble se utilizan dos apoyos externos, los mismo que están diseñados con un ángulo de 45 grados para que se distribuya la carga uniformemente en las componentes x y y, además tiene un vaciado interior el cual sirve para amenorar el peso del mecanismo completo.

- USFQ-001-03 Apoyo Resorte (Anexo B)



*Ilustración 42. Render USFQ-001-03 Apoyo Resorte*

Éste es el elemento central de todo el mecanismo, sobre esta pieza será apoyada la carga y transmitida al resorte principal, al igual que los apoyo externos está diseñado con un ángulo de 45 grados por la misma razón, se tiene vaciados para alivianar cargas en el mecanismo.

- USFQ-001-04 Apoyo Carga Eje (Anexo B)



*Ilustración 43. Render USFQ-001-04 Apoyo Carga Eje*

Existen dos elementos de apoyo carga eje en el ensamble, estos elementos distribuyen la carga uniformemente al eje, la altura de los mismo dependerán de la ergonomía de cada paciente.

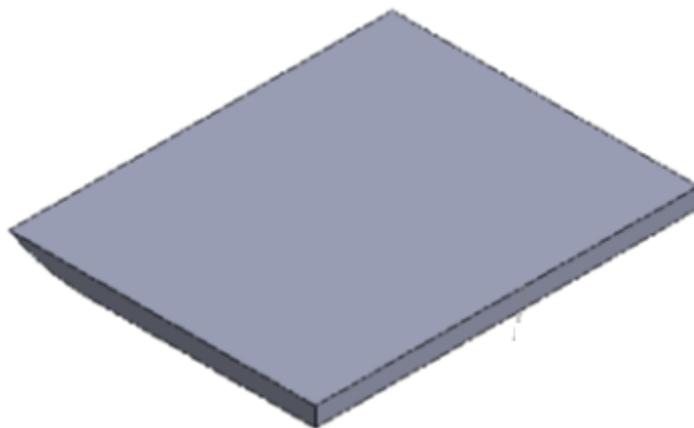
- USFQ-001-05 Soporte Seguro Posterior (Anexo B)



*Ilustración 44. Render USFQ-001-05 Soporte Seguro Posterior*

Estos dos elementos funcionan igual que los soportes externos, tienen un ángulo de 45 grados, y tienen una perforación al final de su estructura la cual permite sostener el soporte posterior, con lo cual evitamos que el soporte toque la planta posterior y no permita su movimiento.

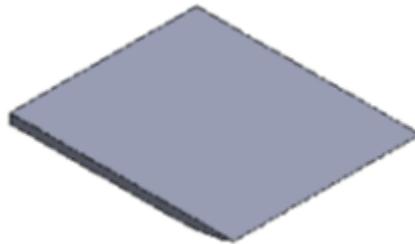
- USFQ-001-06 Planta Posterior (Anexo B)



*Ilustración 45. Render USFQ-001-06 Planta Posterior*

El elemento planta posterior tiene una longitud parecida a la parte posterior de un pie, esto ayudara a que el movimiento del paciente sea normal.

- USFQ-001-07 Planta Delantera (Anexo B)



*Ilustración 46. Render USFQ-001-07 Planta Delantera*

Al igual que la plata posterior, esta está diseñada con la ergonomía del pie humano, en este caso se ha hecho de caucho el cual es un material que fleja por lo que se asemeja a la flexión plantar de la marcha.

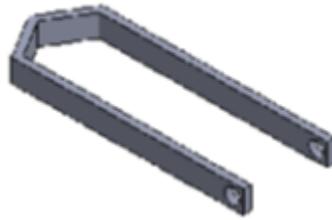
- USFQ-001-08 Seguro Posterior (Anexo B)



*Ilustración 47. Render USFQ-001-08 Seguro Posterior*

El seguro posterior debe tener sus filos cortantes para que se pueda coger el gancho y no se suelte. Es importante la longitud del mismo ya que debe ser lo suficientemente largo para que cuando el resorte principal se suelte el gancho no se salga.

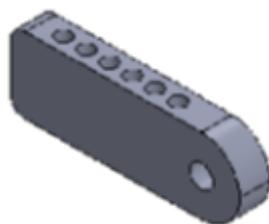
- USFQ-001-09-Gancho Seguro Posterior (Anexo B)



*Ilustración 48. Render USFQ-001-09 Gancho Seguro Posterior*

El gancho al igual que el seguro debe tener sus lados con filos para que sea más fácil el enganche con el seguro.

- USFQ-001-10-Seguro Resorte (Anexo B)



*Ilustración 49. Render USFQ-001-010 Seguro Resorte*

El seguro resorte está diseñado con varias perforaciones para poder calibrar según el peso del paciente, la idea es utilizar un mismo resorte y jugar con los momentos que las distancias nos pueden brindar.

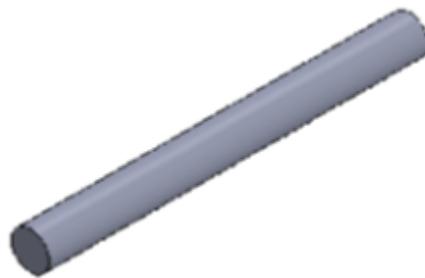
- USFQ-001-11-Soporte Seguro Resorte (Anexo B)



*Ilustración 50. Render USFQ-001-011 Soporte Seguro Resorte*

Al igual que el seguro resorte este soporte tiene varias perforaciones que nos permitirán calibrar el mecanismo según la fuerza del resorte que se necesite para retirar el seguro.

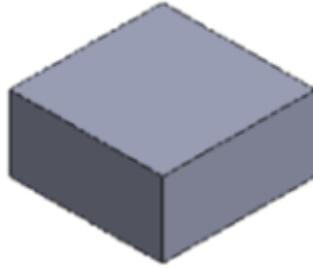
- USFQ-001-12-Resorte Soporte Seguro (Anexo B)
- USFQ-001-13-Resorte Seguro Planta (Anexo B)
- USFQ-001-14-Eje (Anexo B)



*Ilustración 51. Render USFQ-001-014 Eje*

El eje está diseñado para resistir cualquier esfuerzo cortante que se pueda presentar durante el accionamiento del mecanismo.

- USFQ-001-15-Plato Apoyo Resorte (Anexo B)



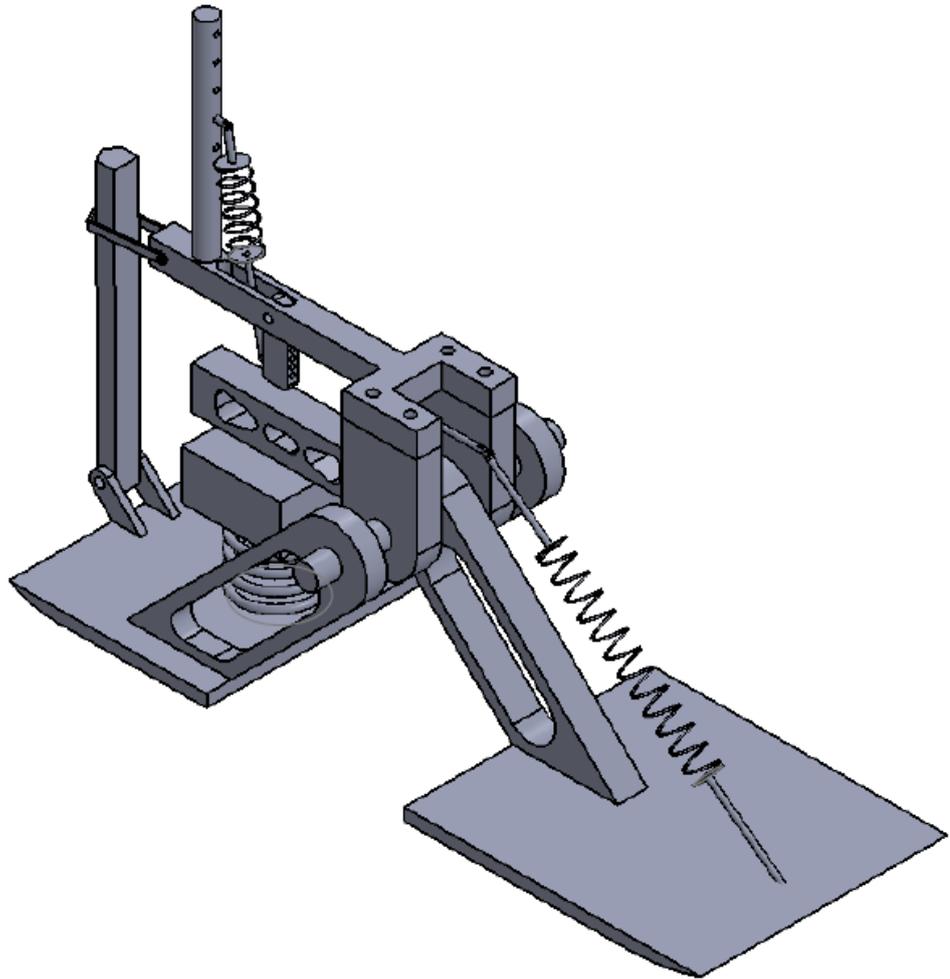
*Ilustración 52. Render USFQ-001-15 Plato Apoyo Resorte*

Este plato básicamente es una guía para que el resorte principal no se salga, el resorte va a estar en una posición inicial fuera del eje de las xs por lo que necesita tener un seguro para que no se salga de su camino.

- USFQ-001-16-Resorte Mecanismo (Anexo B)

#### 3.4.2 Planos de ensamble

- USFQ-001-Mecanismo Prótesis (Anexo B)



*Ilustración 53. Render USFQ-001 Mecanismo Prótesis*

Todos los elementos del mecanismo están diseñados proporcionalmente a las dimensiones que tiene el ser humano.

### 3.6 Simulación estática de elementos finitos

Además de utilizar el programa SolidWorks para representar los planos del proyecto, también se lo utilizará como herramienta para desarrollar un análisis estático de elementos finitos (esfuerzos, desplazamiento y deformación). Esto se logrará realizando el estudio con las dimensiones del prototipo en fase 2 (las suelas paralelas y en completo contacto con el piso con resorte comprimido y apoyo total del paciente en el sistema ya que es el momento más crítico del ciclo de la marcha para la prótesis) y

tomando en cuenta a todas las piezas como sólidos rígidos. Además todas las unidades se presentarán acorde al sistema internacional de unidades.

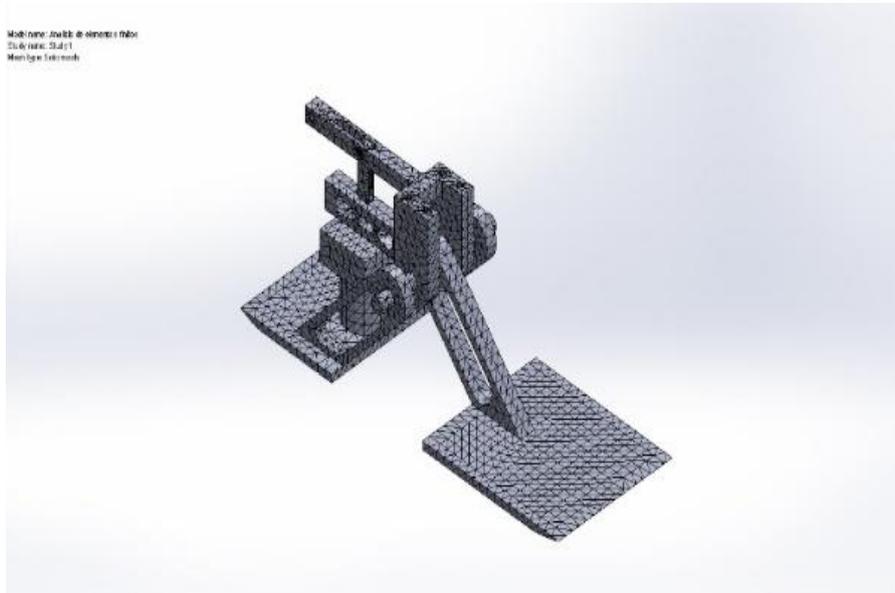


Ilustración 54. Descripción de mallado en el prototipo (Fuente: Elaboración propia, SolidWorks)

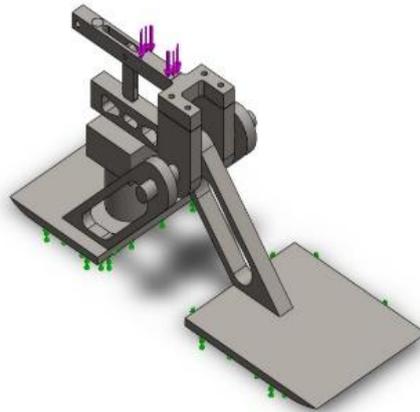


Ilustración 55. Descripción de las fuerzas en el prototipo (Fuente: Elaboración propia, SolidWorks)

### 3.6.1 Esfuerzos de Von Mises

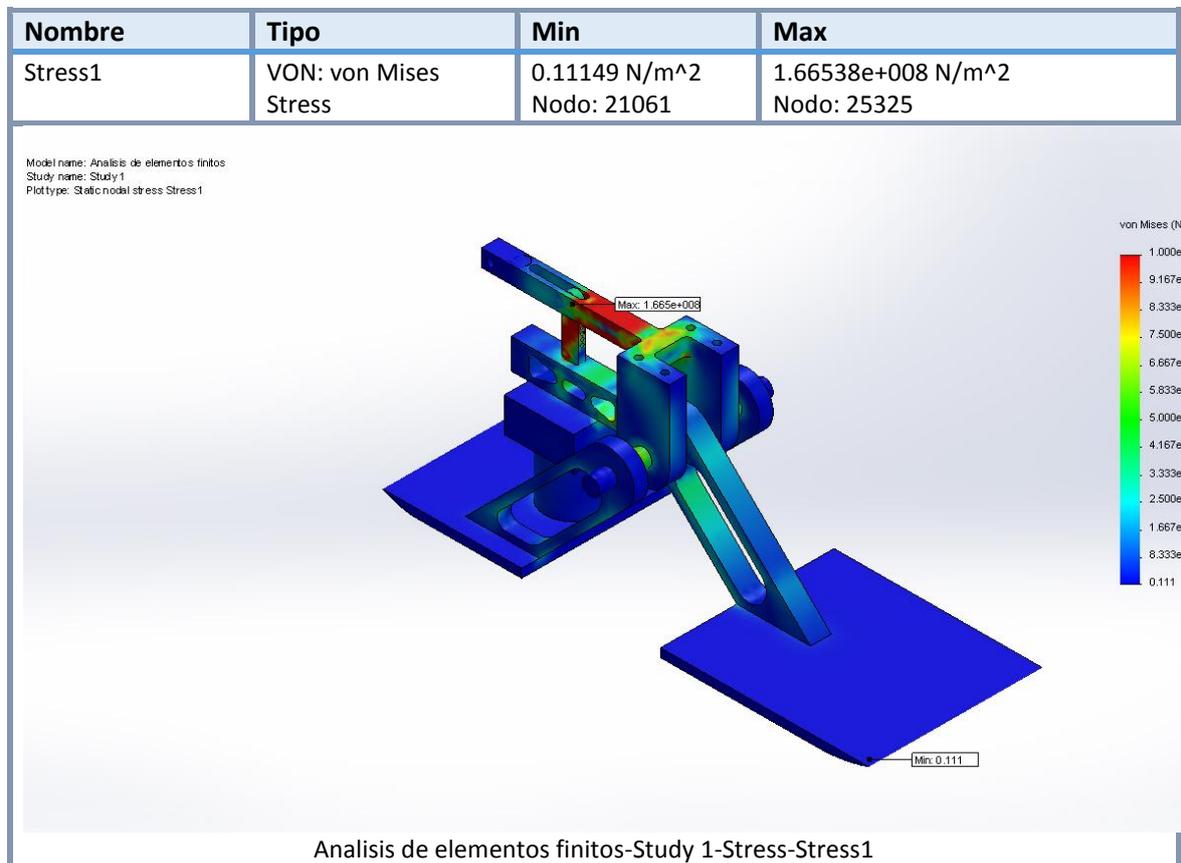
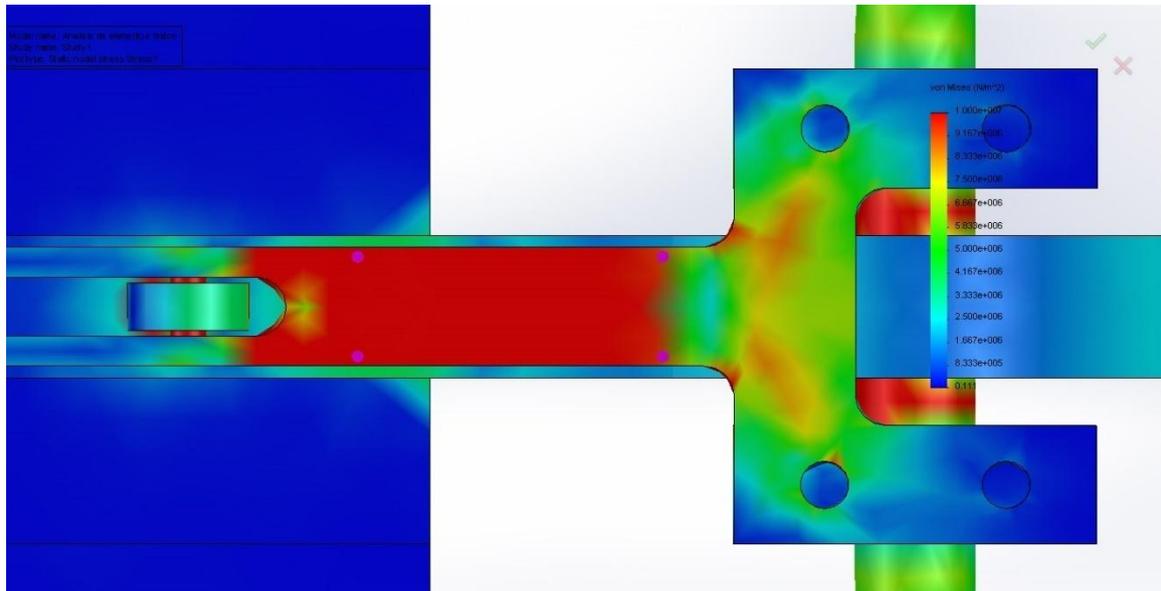


Ilustración 56. Simulación de elementos finitos en cuanto a esfuerzo de Von Mises (Fuente: Elaboración propia en SolidWorks)

En el presente análisis se puede observar el esfuerzo al que está sometida cada pieza del mecanismo. Como es lógico, el elemento con mayor esfuerzo mecánico es el eje del seguro al tener la menor área transversal a fuerzas cortantes, por lo que presenta la máxima magnitud de 166,54 MPa en uno de sus nodos. El material que se especificó desarrolla un esfuerzo último de 280 MPa, por lo que se comprueba que el material no se deformará plásticamente ni se fracturará. El diseño de este pin o eje cuenta con un factor de seguridad de 1.7.

Para poder distinguir el resto de los esfuerzos se modificó la escala a un máximo de 10 MPa y así poder apreciar más fácilmente estas superficies con altos esfuerzos también.



*Ilustración 57. Acercamiento y vista superior de la pieza en Simulación de elementos finitos en cuanto a esfuerzo de Von Mises (Fuente: Elaboración propia en SolidWorks)*

En la ilustración 57 con vista superior de la simulación estructural en SolidWorks se puede apreciar de una mejor manera al esfuerzo al que están sometidos los dos ejes, siendo el pin del seguro el más puesto a prueba mecánicamente.

### 3.6.2 Deformación

Nombre	Tipo	Min	Max
Strain1	ESTRN: Deformación Equivalente	2.60827e-013 Elemento: 10477	0.000444446 Elemento: 13712

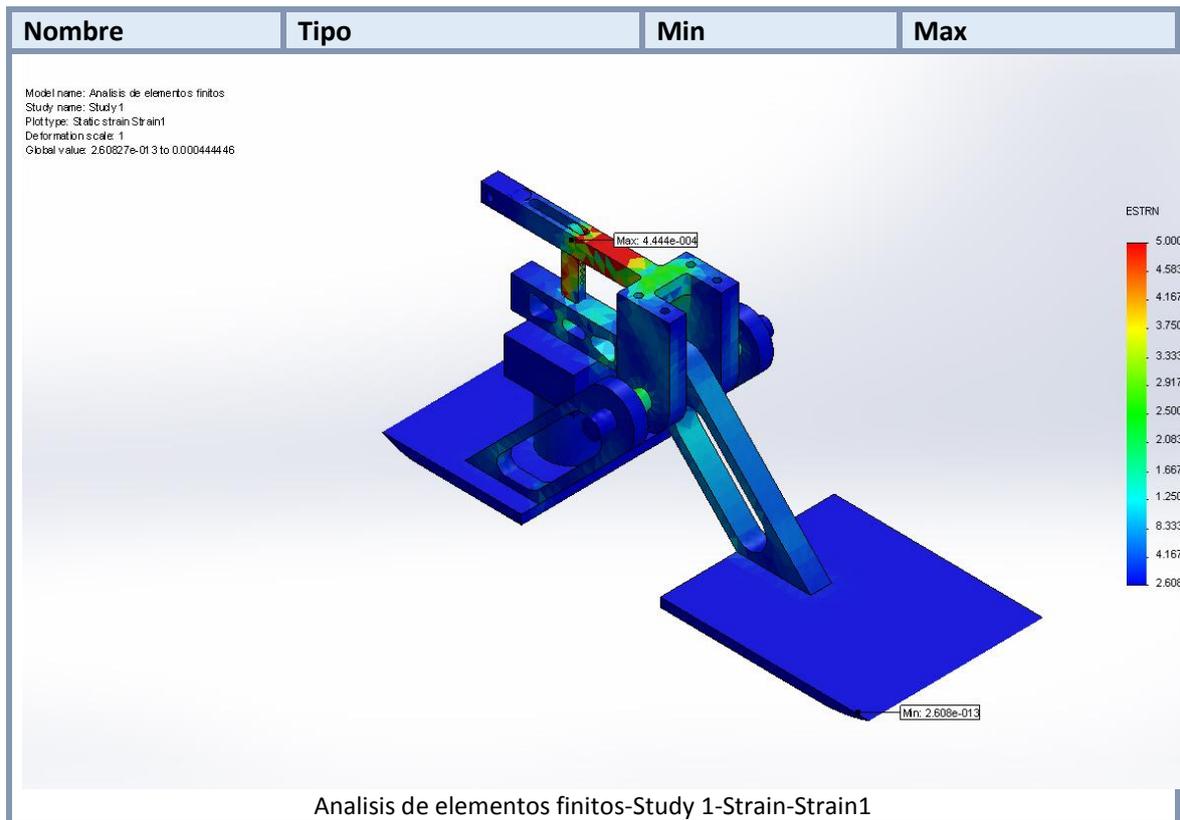


Ilustración 58. Simulación de elementos finitos en cuanto a Deformación (Fuente: Elaboración propia en SolidWorks)

SolidWorks también nos brinda la información sobre en qué nodos existe mayor deformación. En la ilustración 58 se aprecia fácilmente, y como es natural, que el mayor grado de deformación del sistema se encuentra principalmente en dos piezas. La primera sobre el eje del pin el cual tiene la mayor magnitud, de  $4.44 \times 10^{-4}$  mm. La segunda es sobre el sector volumétrico donde actúa la carga. Esto se puede ver claramente ya que el programa colorea de color rojo las partes que más tienden a deformarse con la carga establecida.

Con esto se comprueba que el mecanismo tendrá una funcionalidad correcta ya que su factor de deformación es despreciable y no afectará a los movimientos de las piezas.

### 3.6.3 Desplazamiento

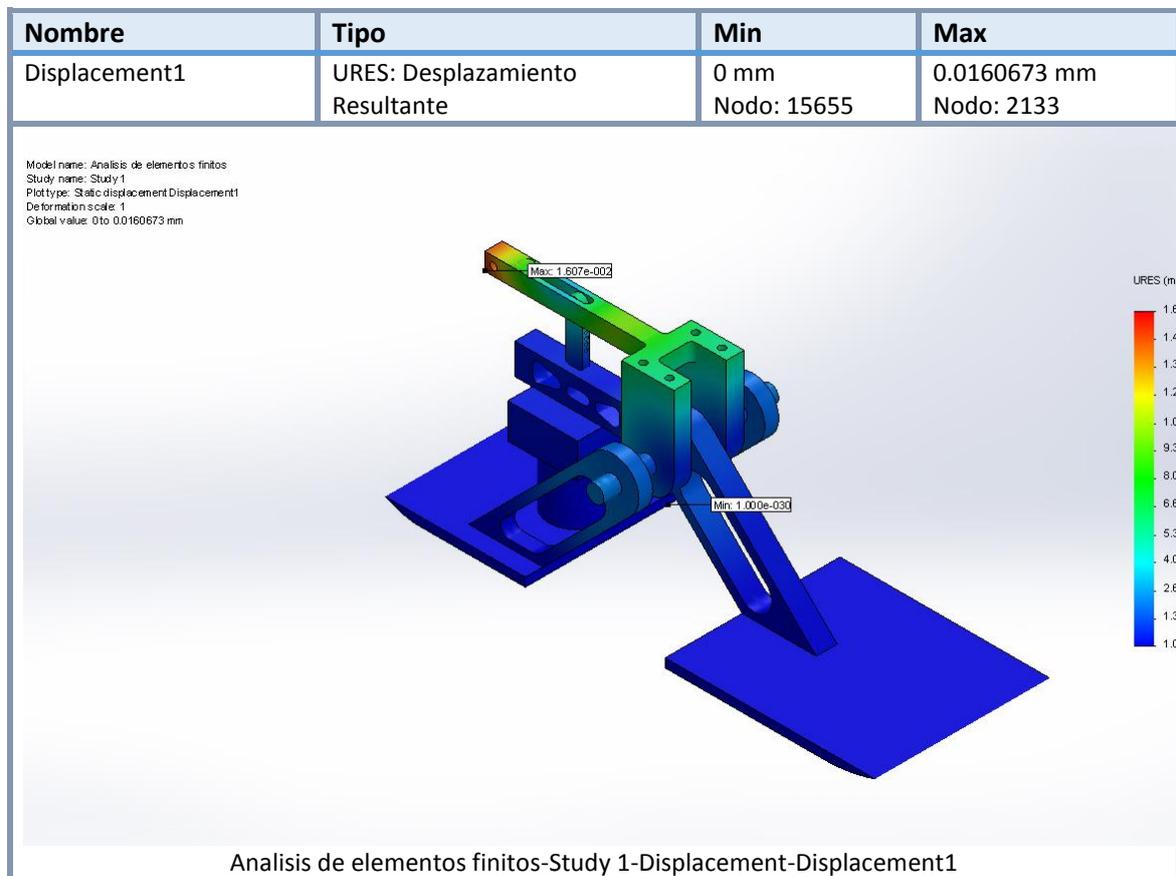


Ilustración 59. Simulación de elementos finitos en cuanto a Desplazamiento (Fuente: Elaboración propia en SolidWorks)

En el mismo análisis de elementos finitos en SolidWorks se establece también lo que es el cambio de posición o desplazamiento que sufre cada nodo de las piezas del sistema. Con esto se puede ver claramente que el punto que más cambia sus coordenadas es el extremo del elemento *Apoyo Carga* de color rojo ya que en su superficie de la mitad es donde más tendencia tendrá a deformarse debido a las cargas sobre éste como ya se definió en el punto anterior.

## CAPITULO 4

### CONSTRUCCIÓN DEL MODELO

#### 4.1 Listado de materiales

- Varilla de acero de transmisión  
AISI1018 calibrado 10mm
- Varilla de acero Plata calibrado  
8mm
- Plancha de acero al carbono de  
500x500x10mm
- Plancha de nylon poliamida  
(Duralón) 100x80x15mm
- Eje de nylon poliamida  
(Duralón) 40 mm de diámetro
- Platina de 3mm
- pernos M3x15mm y tuercas
- 14 pernos M4x10mm y tuercas
- pernos M4x30mm y tuercas
- 1 Suela de caucho
- 1 resorte
- 1 resorte
- 1 resorte
- Piola de nylon

#### 4.2 Maquinado de piezas del modelo

Para la fabricación de cada elemento se contó con las instalaciones de la empresa llamada Tegmetal. Al disponer con maquinaria como centros de mecanizado CNC (Control Numérico Computarizado), la fabricación de cada pieza se facilitó.

Se siguió un patrón para realizar algunas piezas, como son las siguientes:

- USFQ-001-01 Apoyo Carga



*Ilustración 60. Pieza maquinada Apoyo Carga (Fuente: Elaboración propia)*

- USFQ-001-02 Apoyo Externo



*Ilustración 61. Pieza maquinada Apoyo Externo (Fuente: Elaboración propia)*

- USFQ-001-03 Apoyo Resorte



*Ilustración 62. Pieza maquinada Apoyo Resorte (Fuente: Elaboración propia)*

- USFQ-001-04 Apoyo Carga Eje



*Ilustración 63. Pieza maquinada Apoyo Carga Eje (Fuente: Elaboración propia)*

- USFQ-001-05 Soporte Seguro Posterior



*Ilustración 64. Pieza maquinada Soporte Seguro Posterior (Fuente: Elaboración propia)*

- USFQ-001-10-Seguro Resorte

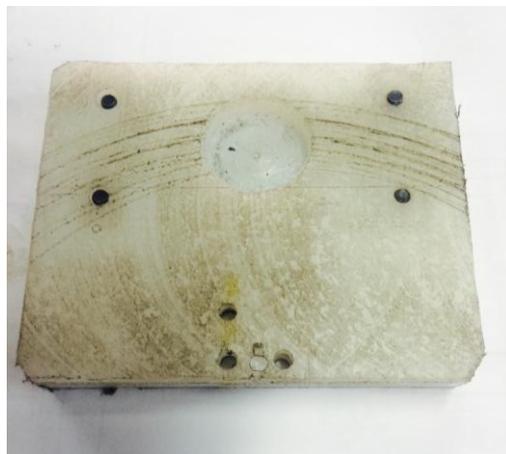


*Ilustración 65. Pieza maquinada Seguro Resorte (Fuente: Elaboración propia)*

Dicho patrón básicamente fue que al tener el elemento dibujado en SolidWorks lo más sencillo es mecanizar este elemento en una maquina CNC. En este caso Tegmetal cuenta con dos Fresadoras CNC, la una es una de marca C-TEK que tiene un procesador propio, la otra es una DMTG VDL-1000 que tiene un procesador FANUC, a pesar que ambas tienen un procesador diferente el principio es el mismo. Se parte de un diseño en SolidWorks de la pieza el mismo que se transforma a un archivo formato .IGS. Este archivo es compatible con el software MasterCam y Tegmetal cuenta con MasterCam X4. Al abrir este archivo en el software se continúa a detallar cada una de las acciones que las herramientas harán para conseguir esta pieza. Las herramientas que fueron utilizadas básicamente fueron, una fresa plana de ½ pulgada, una fresa de bola de 3/8 pulgada y para dar los detalles en algunas piezas fue necesario utilizar una fresa de bola de 5 milímetros. Finalmente se genera el código G y se lo pasa a la máquina para que pueda comenzar con el maquinado, El código G de cada pieza se muestra en el Anexo D del contenido. Después obtener cada pieza con el contorno y los detalles requeridos, se las coloco en la rectificadora para obtener un acabado semi brillante.

Continuando con el proceso de los demás elementos únicamente fue necesaria una fresadora común, la cual nos ayudaría a rectificar los lados, dejar de la medida necesaria cada elemento o realizar perforaciones donde fuera necesario, del mismo modo que un torno común haría lo mismo con los ejes que serán ocupados en el mecanismo. Las siguientes piezas que siguieron este formato se detallan a continuación:

- USFQ-001-06 Planta Posterior



*Ilustración 66. Pieza maquinada Planta Posterior (Fuente: Elaboración propia)*

- USFQ-001-07 Planta Delantera



*Ilustración 67. Pieza maquinada Planta Delantera (Fuente: Elaboración propia)*

- USFQ-001-08 Seguro Posterior



*Ilustración 68. Pieza maquinada Seguro Posterior(Fuente: Elaboración propia)*

- USFQ-001-14-Eje



*Ilustración 69. Pieza maquinada Eje (Fuente: Elaboración propia)*

- USFQ-001-15-Plato Apoyo Resorte



*Ilustración 70. Plato apoyo resorte (Elaboración propia)*

Finalmente existieron piezas en el mecanismo que únicamente se las adquirió listas como son las siguientes:

- USFQ-001-12-Resorte Soporte Seguro
- USFQ-001-13-Resorte Seguro Planta
- USFQ-001-16-Resorte Mecanismo

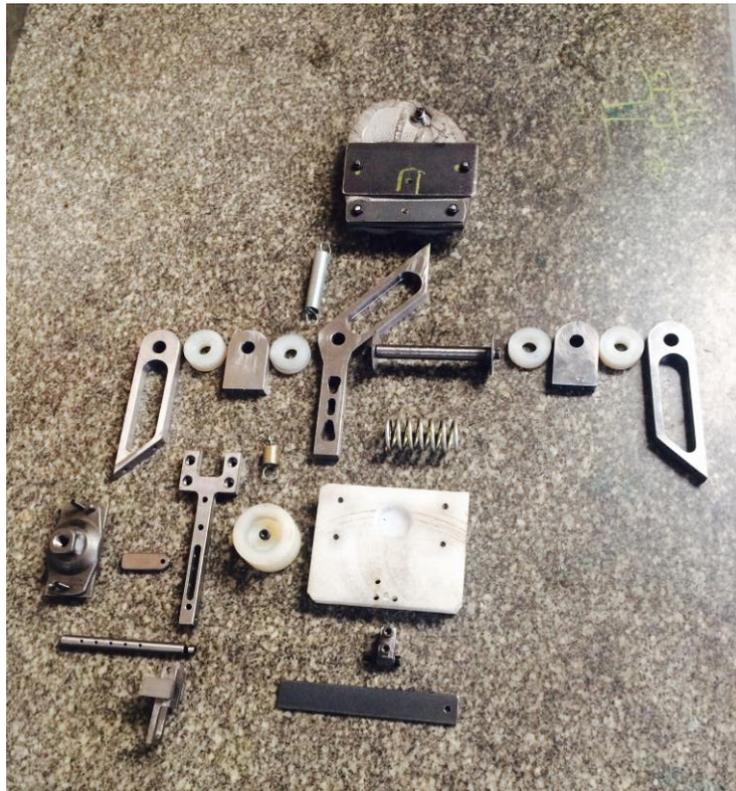


*Ilustración 71. Pieza Resorte Mecanismo (Fuente: Elaboración propia)*

### 4.3 Ensamble

Teniendo todas las piezas elaboradas se procedió a la etapa del ensamble. A continuación se detalla paso a paso como se obtuvo el mecanismo completo.

1. Se tiene todos los elementos del mecanismo listos para armar



*Ilustración 72. Piezas para ensamble (Fuente: Elaboración propia)*

2. Existen varias piezas que van empernadas, por lo que necesitan tener rosca, para esto se utilizó machuelos M3 y M4 donde fueron necesarios.
3. Antes de comenzar el ensamble final se unen todas las piezas ya fabricadas que deberían tener un ensamble previo, como es el caso del elemento Apoyo Carga con dos elementos de Apoyo Carga Eje, este ensamble únicamente se lo realiza con 4 pernos M4 fijados en el extremo

de la pieza mayor. Del mismo modo el elemento Apoyo Resorte debe ser ensamblado con el elemento Plato Resorte, este ensamble se lo realizo con un perno M4. Estas dos son las piezas que necesitan un ensamble previo para poder continuar con lo demás.

4. Primero se colocan todos los elementos de apoyo en el eje, es aquí donde surge un problema de distancias entre cada elemento, por lo que se hizo arandelas de las medidas como se especifica en el plano, dos de 6 mm de largo y dos de 9 mm por 30 mm de diámetro para que este todo simétrico. Estas cuatro arandelas se las hizo de nylon poliamida.
5. Al tener todas las piezas en el eje fue necesario poner topes a los extremos del mismo para evitar que las piezas se salieran. Estos topes fueron arandelas de 1.5 mm de espesor y 30 mm de diámetro de acero inoxidable, para sostenerlas a las misma se hizo dos perforaciones a los extremos del eje para un perno M4, se pasó una broca de 3.2 mm y después machuelo M4, de esta forma con dos pernos M4 las arandelas quedaron sujetas al eje.
6. Para poder continuar con el ensamble fue necesario fijar estos apoyos a las plantas. De esta forma con perforaciones de 3.2mm y machuelo M4, se fijó los tres apoyos a las plantas. Hay que tomar en cuenta que los pernos M4 tienen la cabeza metida en la planta para que no exista ningún problema al caminar.
7. Teniendo la estructura mayor del mecanismo lista, se van colocando cada elemento como sea necesario.

8. Primero colocamos el Resorte Mecanismo bajo el Plato Resorte el mismo que no se moverá por la altura y el diámetro del Plato.
9. Seguido se coloca el Seguro Resorte el mismo que será ubicado en el elemento Apoyo Carga únicamente con un perno M3x15mm y con dos tuercas para realizar una contra tuercas ya que este elemento no es fijo.
10. Seguimos con la colocación del Soporte Seguro Resorte el cual será sostenido al elemento Apoyo Carga por medio de un perno M4x10mm, las perforaciones de este elemento deben quedar totalmente paralelas al plano sagital de todo el mecanismo.
11. Para poder colocar el Seguro Posterior es necesario colocar primero el Soporte Seguro Posterior, el mismo que va anclado a la Planta Posterior por medio de dos pernos M4x10mm
12. Ya fijado el Soporte Seguro Posterior se coloca el Seguro Posterior con un perno M4x30mm y una tuerca.
13. Para que este seguro funcione es necesario poner un elemento restante, que es el Gancho Seguro Posterior, este elemento esta sostenido al elemento Apoyo Carga por medio de un perno M4x30mm, dos arandelas y una tuerca.

Finalmente se coloca el Resorte Soporte Seguro y el Resorte Seguro Planta, estos resortes van a ser sostenidos por medio de una piola y sujetos a la Planta Delantera, al Seguro Resorte y al Soporte Seguro Resorte como sea necesario. Los puntos donde estos se sujeten en cada elemento van a variar según el peso del paciente.



*Ilustración 73. Prototipo (Elaboración propia)*

#### 4.4 Análisis económico

A continuación se describirá el valor económico del prototipo, hay que tomar en cuenta que el valor se vuelve mayor al ser un solo producto final, si se aumenta el volumen disminuirá el costo final. Se detalla el costo en la tabla 8

*Tabla 8. Detalle económico del prototipo*

<b>DESCRIPCIÓN</b>	<b>VALOR EN DOLARES</b>
Acero al carbono de 12 mm de espesor	15
Resortes	8
Caucho de lona	10
Pernos y tuercas	10
Duralon	5
8 horas de CNC	400
Examen hospital Axxis	100
Pruebas de funcionamiento en Proteus	40

<b>TOTAL</b>	<b>588</b>
--------------	------------

Fuente: Elaboración propia

Como se puede ver el costo del modelo es realmente bajo, debido a que el material que se utilizó es un material bastante económico. Sin embargo el acero al carbono cumple con las especificaciones mecánicas necesarias para el funcionamiento del prototipo. La prótesis actual del paciente como mencionamos anteriormente, está alrededor de los 12 mil dólares esto se debe a que la fibra de carbono de la cual está fabricada es muy costosa.

## **CAPITULO 5**

### **ANÁLISIS DE RESULTADOS Y PRUEBAS**

#### 5.1 Pruebas de funcionamiento del mecanismo y análisis de resultados

Para comprobar el buen funcionamiento del mecanismo y poder concluir en el presente proyecto se realizarán dos pruebas básicas que abarcan todo lo necesario para corroborar su buen comportamiento. La primera prueba se realiza cuando el paciente camina con la prótesis rediseñada en línea recta y hacia adelante. Aquí se observa los tiempos de accionamiento del mecanismo. Por último se brinda un dato numérico con una prueba comprobando el impulso provocado por la energía liberada del resorte en compresión. A continuación se presentan detalladamente cada una de ellas.

La prueba básica del mecanismo se logra cuando el paciente utiliza la prótesis y camina con ella. En un comienzo el paciente se puso en marcha en línea recta y se vieron movimientos naturales al realizarlo. Esto quiere decir que a simple vista el mecanismo funciona y dota a la persona de apoyo, seguridad e impulso. Para profundizar aún más la prueba se realizó un video, en donde una vez en computador se pudo observar detenidamente el movimiento de cada pieza. Aquí se comprobó el funcionamiento del mecanismo haciendo énfasis en los tiempos de la marcha antes descritas en este documento como son las fases de apoyo inicial, apoyo completo y despegue.

Para poder realizar pruebas de marcha con la prótesis en el paciente se tuvo la oportunidad de trabajar con la empresa PROTEUS en la ciudad de Quito. Dicha

empresa es una de las pocas en la capital que ofrece servicios orto protésicos a diferentes pacientes físicamente discapacitados. Allí se fabrican piezas de exoprótesis así como también se calibran diferentes estructuras importadas para normalizar la vida mecánica de muchas personas. Se logró hacer una cita en la cual el especialista pudiera estar presente para la calibración del mecanismo con el paciente. Para ello se insertó una unión universal modular tipo pirámide que se calibra mediante prisioneros hexagonales, pieza que se muestra en la ilustración siguiente.



*Ilustración 74. Unión universal modular tipo pirámide para exoprótesis de miembro inferior (PH. Uquillas)*

De esta misma manera se fijó el sucket de la prótesis actual del paciente al mecanismo de la tesis (estructura que une el muñón con el resto de la estructura y se lo identifica por el color crema).



*Ilustración 75. Prótesis con el mecanismo de tesis ensamblada en su totalidad (PH. Uquillas)*

Esta unión simplificó el trabajo ya que no fue necesario fabricar un socket a medida para la persona lo cual conlleva mucho tiempo y trabajo. Además el técnico de la empresa tomó la medida de la altura del paciente para calibrar la longitud de la prótesis. En la siguiente imagen se puede ver como se encuentra la prótesis en su ensamblaje final en la pierna del paciente. Posteriormente el paciente se pone el socket normalmente y comenzará a caminar para comprobar si el mecanismo propuesto y diseñado en esta tesis funciona y no tiene ningún inconveniente.



*Ilustración 76. Prótesis con el mecanismo de tesis ensamblada en su totalidad en pierna del paciente (PH. Uquillas)*

En las pruebas de marcha en línea recta básicamente se tuvieron que realizar dos adecuaciones al mecanismo de la presente tesis. En primer lugar se proporcionó una superficie que no permite el deslizamiento del mecanismo con el piso. Esto se logró pegando un material antideslizante proporcionado por la empresa PROTEUS en la suela posterior, sobre la superficie de abajo de la pieza de duralón. Y segundo, tras varias pruebas de marcha del paciente con el mecanismo puesto, el seguro posterior dejó de tener su misma efectividad causada por el desgaste de la platina de hierro puesta en un comienzo. Como solución se ensambló otra platina pero esta vez de acero la cual dejó de desgastarse aumentando su confiabilidad.

Para continuar con las pruebas reales del mecanismo con el paciente puesto la prótesis y en marcha se tuvo que hacer un reajuste general, lo cual aseguró que no exista ningún juego entre las diferentes piezas y así garantizar su buen funcionamiento. Finalmente el paciente se puso en marcha y el mecanismo respondió de una manera

muy eficiente. El ensamble respondió adecuadamente en cada una de sus fases, cada pieza se movió acorde a lo estudiado y previsto. Además se comprobó prácticamente que todas las piezas del mecanismo están dimensionadas correctamente ya que todas resistieron los esfuerzos que el paciente provocó al momento de dar cada paso.

El paciente en su testimonio hizo énfasis principalmente en dos factores. La primera, en el adecuado impulso que genera el resorte comprimido el momento de liberarse. Esto quiere decir que el resorte escogido para el funcionamiento del mecanismo fue el correcto ya que no dificultó su compresión ni su impulso de respuesta fue excesivo. Expresó que la caminata no se normaliza totalmente pero sí ayuda mucho al momento de desplazar su cuerpo hacia adelante y además al momento de despegar la planta de adelante del pie antes de la fase de vuelo o de equilibrio. Después de varias pruebas y videos se observó claramente que el paciente no llega a arrastrar la prótesis como lo hacía antes sino que esta vez tiene una postura dinámica más natural.

A continuación se demostrara el funcionamiento del mecanismo por medio de ilustración, explicando cada detalle del mismo.



*Ilustración 77. Primer instante de funcionamiento del mecanismo (PH. Sánchez)*

En esta primera ilustración se muestra el contacto inicial del mecanismo con el piso, en este instante el resorte está en su posición natural, así como el seguro posterior esta desactivado, el seguro resorte se encuentra en posición indicada para ser utilizado.



*Ilustración 78. Segundo instante de funcionamiento del mecanismo (PH. Sánchez)*

La segunda ilustración detalla el momento en el que la carga es aplicada de tal modo que el resorte se comprime 30 milímetros, al momento en que el sistema rota el seguro posterior se activa, lo que hace que el mecanismo se bloquee y no pueda girar.



*Ilustración 79. Tercer instante de funcionamiento del mecanismo (PH. Sánchez)*

En esta ilustración se muestra el apoyo completo del mecanismo, la planta posterior y delantera tocan el piso lo que hace que la carga en ese instante se distribuya por igual, los seguros del mecanismo se mantienen bloqueados y el resorte comprimido.



*Ilustración 80. Cuarto instante de funcionamiento del mecanismo (PH. Sánchez)*

En esta ilustración comienza la etapa de balanceo, para ver claramente el funcionamiento del mecanismo se explicara paso a paso, en este instante la planta delantera es la que recibe toda la carga por lo que la punta fleja, lo que hace que el resorte seguro planta se comprima y regrese a su estado natural, al mismo tiempo que el mecanismo de varillas sube y golpean el seguro resorte lo que hace que este se retire.



*Ilustración 81. Quinto instante de funcionamiento del mecanismo (PH. Sánchez)*

En el momento en el que el seguro resorte se retira el resorte se descomprime creando un momento en el punta de la planta delantera, cuando el resorte está regresando a su estado natural su tope lateral golpea el gancho del seguro posterior lo que hace que el seguro se suelte.



*Ilustración 82. Sexto instante de funcionamiento del mecanismo (PH. Sánchez)*

Cuando este seguro se suelta todas las piezas regresan a su posición inicial, esto incluye el seguro resorte, el gancho del seguro posterior, el resorte del mecanismo y el resorte seguro. Cuando todo el mecanismo está en su posición inicial significa que es el instante en el que el paciente despega el mecanismo del piso.



*Ilustración 83. Séptimo instante de funcionamiento del mecanismo (PH. Sánchez)*

Finalmente el mecanismo realiza el despegue y entra en la fase de balanceo, como antes se mencionó todos los componentes están en su posición inicial, listos para realizar un segundo paso y así completar el ciclo de la marcha.

Después de explicar el funcionamiento del mecanismo se mostrara las 3 fases antes mencionadas de la marcha ya en funcionamiento con el paciente.

- Fase 1



*Ilustración 84. Fase 1 real. (PH. Sánchez)*

El mecanismo realiza el contacto inicial, a lo largo de este periodo el resorte se comprimirá totalmente y el seguro posterior se activará.

### Fase 2



*Ilustración 85. Fase 2 real. (PH. Sánchez)*

En este instante la planta delantera y posterior están asentadas al piso, lo que permite mayor estabilidad y la distribución de cargas uniformes.

### Fase 3



*Ilustración 86. Fase 3 real. (PH. Sánchez)*

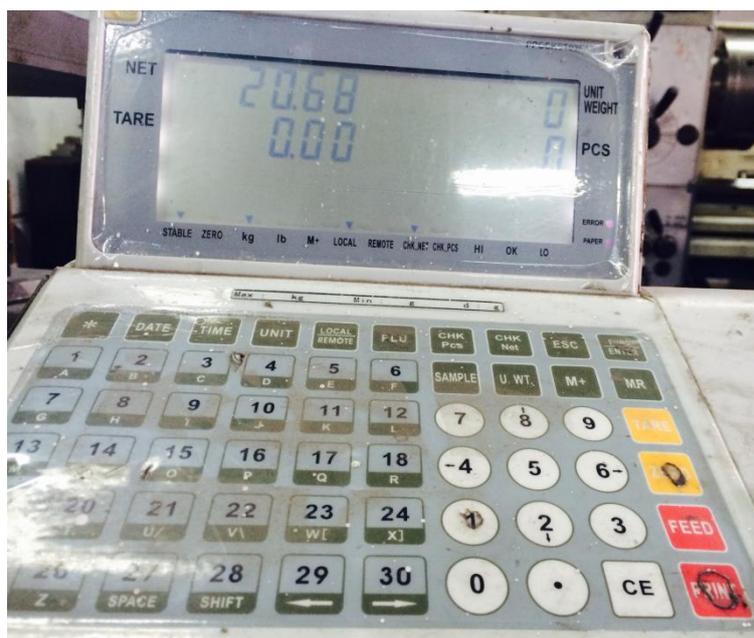
En esta fase el paciente se encuentra en el pre balanceo, a lo largo de esta fase el seguro resorte se retira por lo que el resorte mecanismo regresa a su estado natural creando un momento en la planta delantera, en este mismo momento el gancho del seguro posterior se suelta haciendo que todos los componentes del mecanismo regresen a su posición inicial.

Después de esta tercera fase viene el balanceo en el cual las partes están listas para realizar un nuevo paso.

Como última prueba se quiso corroborar que la prótesis brinda el impulso necesario para dar al paciente un impulso específico. Este test consta de la inmovilización completa de la prótesis con la ayuda de una entenalla con el resorte comprimido el cual se dispara a disposición. Se colocó una balanza electrónica industrial muy cerca y por debajo de la planta delantera del mecanismo de forma que cuando la energía se libere, en un periodo de tiempo muy corto, ésta choque contra la balanza y se pueda medir la fuerza sobre ella. Con esto se afirma que la fuerza necesaria para impulsar al paciente es la adecuada.



*Ilustración 87. Prueba final (PH. Sánchez)*



*Ilustración 88. Valor obtenido experimentalmente (PH. Sánchez)*

Tras realizar la tercera prueba antes descrita, se observó que el mecanismo tiene una fuerza de 20,68 kg sobre la balanza instantes luego de liberar el resorte. Este dato es de suma importancia ya que lo compararemos con un el dato que se calculó con el diagrama de cuerpo libre mostrado en la figura 43. Dicho factor representa teóricamente una magnitud de 22,34 kg. Al comparar estos dos datos se calcula una diferencia de tan solo 1.66 kg. Esta diferencia representa un 7.43% de error que se considera que se pierde en fricción.

Además como una prueba extra se utilizó el mismo testimonio y experiencia del paciente luego de caminar con el mecanismo. Es importante este punto ya que en un punto de la marcha la persona tiene un apoyo completo de todo su peso corporal sobre la prótesis y ésta tiene que brindar seguridad. Además se comprobó que la calibración de la altura de toda la prótesis fue la adecuada pues el paciente se sintió cómodo al realizar cada paso.

## CAPITULO 6

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### 6.1 Conclusiones

- Se logró exitosamente diseñar y construir un mecanismo para una exoprótesis de miembro inferior tobillo articulada en el plano sagital completamente mecánica la cual es propicia para caminar en línea recta y hacia adelante.
- Tras el estudio que se realizó con respecto a la anatomía humana de miembro inferior esquelético fue importante tomar en cuenta las funciones principalmente de dos estructuras óseas: la tibia y el astrágalo. La tibia es de suma importancia ya que además de servir como soporte para la inserción de varios músculos también es una de las estructuras conductoras de la carga de todo el cuerpo y por ende brinda soporte a todo el resto de nuestro cuerpo. Con esto, se pensó en recrearlo con un vástago que conecta al socket con la articulación diseñada. Por otra parte también encontramos al hueso llamado astrágalo como estructura primordial en la caminata ya que es éste el que permite a la persona tener articulación en el tobillo. Dentro de esta tesis, nos enfocamos en realizar una articulación en el plano sagital donde el paciente pueda realizar una planti y dorsi flexión por lo que en la prótesis el eje principal llega a suplir a esta estructura. Además se llegó a la conclusión que una de las fibras musculares más importantes dentro de lo que a la marcha respecta son los gemelos y el sóleo. Estos músculos permiten la plantiflexión que al mismo tiempo es el movimiento más importante al recrear la caminata. La función de estos músculos es crear la

fuerza necesaria para que la persona pueda avanzar cuando camina generando un impulso hacia adelante una vez el centro de gravedad del cuerpo se encuentra delante del pie. El mecanismo del prototipo desarrollado simula mediante el movimiento de sus componentes y mediante el almacenamiento de energía el impulso provocado por los músculos gemelos y sóleo generando un especial plantiflexión.

- Como se pudo observar anteriormente, la tesis posee cálculos estáticos que brindan confiabilidad en cuanto al soporte estructural durante su funcionalidad. Se concluye que dichos cálculos ayudaron para poder lograr el objetivo general debido a que se comprobó que la potencia que la prótesis brinda al paciente es la adecuada al momento de caminar. Además también se hizo una breve comparación de la fuerza calculada teóricamente con la fuerza desarrollada por la prótesis en una de las pruebas.
- Luego del primer diseño se tuvo necesariamente que modificar la prótesis en algunos aspectos. El desarrollo más importante fue el cambio del sistema del seguro principal. Se concluye que el primer mecanismo presentaba fallas en cuanto a confiabilidad por lo que fue necesario modificarlo. Se optó por utilizar un pistón con seguidor para que éste mueva al seguro y dispare el sistema después de que la planta delantera se deformase lo suficiente en reacción al peso del paciente.
- Después de un análisis dinámico del mecanismo, teniendo en cuenta todas sus dimensiones reales, se concluye que el sistema brindará el impulso al paciente por una distancia recorrida de 26,09 milímetros como longitud del arco que forma la parte delantera de la prótesis mientras se descomprime el resorte. Con

dicha distancia, dependiendo de la velocidad de marcha, se obtiene el tiempo de descarga de energía almacenada en el resorte comprimido, que en promedio será 0.06 segundos.

- En cuanto a la construcción del prototipo se logró la fabricación del mismo. Mediante diferentes tipos de maquinado como es el torneado y el fresado se pudo crear cada una de las piezas necesarias. Además con la ayuda de un centro de mecanizado se pudo representar la pieza antes diseñada en SolidWorks y tenerla en perfectas dimensiones para el buen funcionamiento de todo el sistema. El ensamble resultó satisfactorio ya que se utilizó métodos de sujeción con pernos y tuercas además del ensamble por presión.
- La primera prueba que se realizó al prototipo fue la de verificación de la sincronización de cada una de las piezas del sistema. Con esto se observó y comprobó que cada una de las piezas se mueve de una forma precisa en relación con las demás piezas móviles para lograr su óptimo funcionamiento. Por ello se concluye que el sistema y su mecanismo es el adecuado para lograr alcanzar el objetivo general.
- La segunda prueba concluye básicamente que la prótesis brinda la fuerza necesaria al paciente para poder avanzar hacia adelante. Esto determina que el paciente no “arrastra” más la prótesis sino que ésta ayuda a impulsar la extremidad y el resto del cuerpo en sí.
- La tercera y última prueba corrobora total funcionalidad, ya sea desde la sujeción del sucket a la pierna, la unión universal tipo pirámide que une el vástago con la articulación al buen funcionamiento del sistema. Todo ello concluye que el paciente posee una marcha bastante aceptable con la prótesis

puesta y que ésta, además de ser cómoda y de brindar el apoyo y la confianza necesaria, ayuda al paciente para generar impulso hacia adelante. Esto quiere decir que la persona llega a tomar una caminata que se acerca más a la natural, lo cual cubre el objetivo general de este proyecto.

## 6.2 Recomendaciones

De acuerdo al proyecto presentado, con un mecanismo totalmente funcional se podría plantear nuevas propuestas para mejorar el prototipo como la reducción del peso, selección de materiales, pruebas mecánicas, simulación dinámica, ergonomía del mecanismo, entre otros; lo cual ayuda a que el mecanismo sea optimizado en su totalidad brindando mayor confiabilidad y confort en el paciente.

Para realizar una reducción de peso en el prototipo es importante entender los factores que están ligados a esta variable. El primer punto a analizarse es el material del cual están fabricadas todas las piezas del mecanismo. Es importante realizar un correcto estudio de materiales en el cual se tome en cuenta varios factores como la carga que será aplicada, la densidad del material, los esfuerzos que puede resistir el mismo. Se podrá tomar como referencia materiales de prótesis existentes para verificar la efectividad del material tales como titanio, aluminio, y varias aleaciones que brindan alta resistencia y estética y se deberán realizar pruebas mecánicas sobre el mismo. De igual manera las pruebas de desgaste y corrosión son esenciales en este caso ya que el mecanismo estará expuesto a varios ciclos de marcha en diferentes condiciones. Otro factor importante para reducir el peso del mecanismo es reducir el sobredimensionamiento de sus partes. Es importante tomar en cuenta todas las propiedades mecánicas del material las cuales

no nos permitirán sobredimensionar el prototipo y de este modo se reducirán partes del mecanismo que son innecesarias.

El segundo punto a analizarse es la ergonomía del mecanismo y su presentación. El presente proyecto está diseñado en base a las medidas de la pierna izquierda del paciente, por lo cual las dimensiones de largo, ancho y altura están dentro de lo estipulado; sin embargo lo óptimo será que la prótesis ingrese dentro del zapato para que el paciente se sienta con mayor seguridad y confianza. Es por este motivo que utilizando el material correcto es posible modificar sus dimensiones para poder utilizar también un zapato en un futuro.

Como tercer y último punto, el funcionamiento del mecanismo; a pesar de que el sistema funciona correctamente, es importante intentar mejorar lo que está realizado. Para esto se debería realizar una simulación dinámica del mecanismo en un software (como Robotran por ejemplo), el cual permita simular el movimiento de todos los elementos. De esta manera además se puede ampliar el campo de investigación y llegar a diseñar una articulación de tobillo tipo rótula como en realidad tenemos los seres humanos, presentando la eversión e inversión del tobillo además de la dorsi y planti flexión.

**ANEXO A- Examen de Laboratorio de Marcha y Movimiento del  
Hospital Axxis.**



## LABORATORIO DE ANÁLISIS DE MOVIMIENTO LAM

### REPORTE DE ANÁLISIS DE MARCHA

**APELLIDOS:** JARRIN SILVA  
**NOMBRES:** MATEO JOSE **FECHA EXAMEN:** 09/09/2013  
**FECHA NAC:** 13/5/1988 **PROTOCOLO:** Davis\_ENG  
**DIAGNOSTICO:** PROTESIS BAJO RODILLA

#### PARÁMETROS TEMPORALES

#### ESTÁNDAR

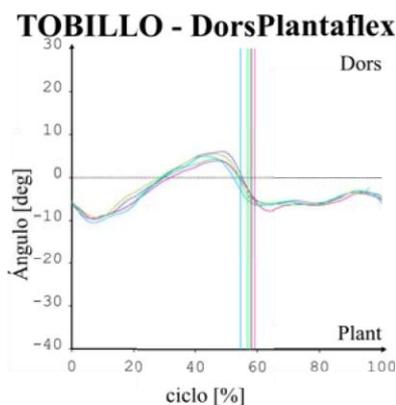
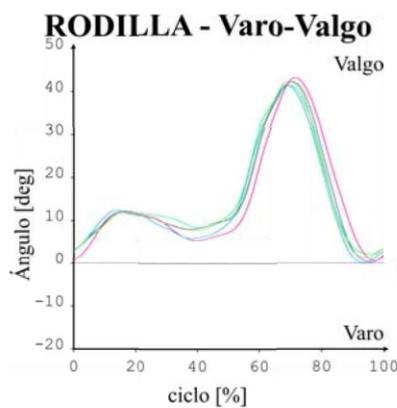
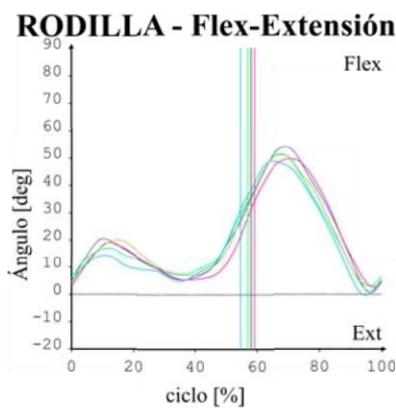
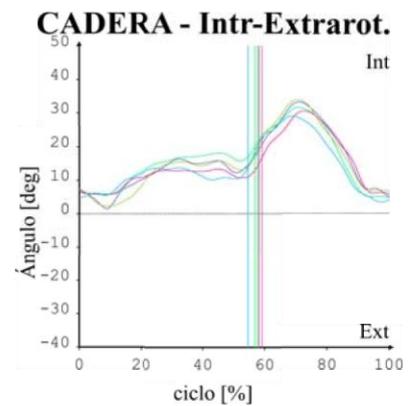
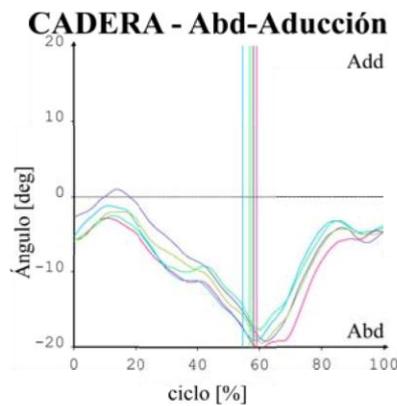
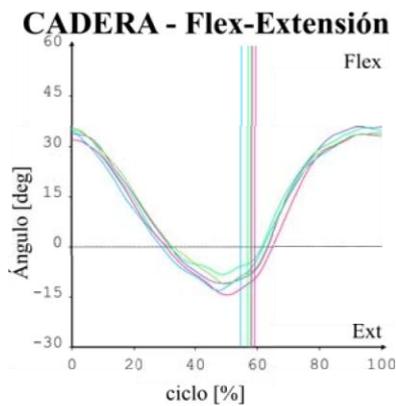
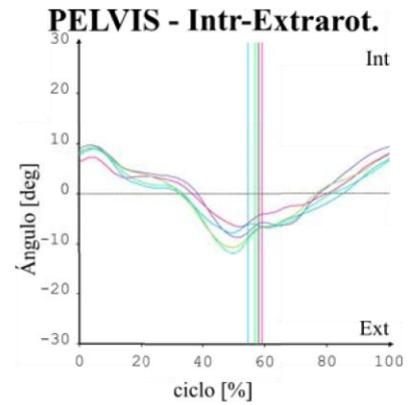
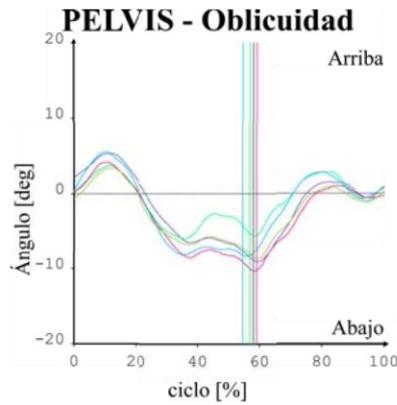
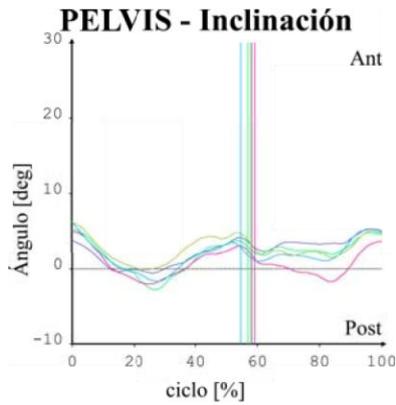
	DER	IZQ	DER	IZQ
<b>FASE DE APOYO (%)</b>	57.3 ± 1.5	62.5 ± 1.3	59.6 ± 1.2	59.3 ± 1.8
<b>FASE DE BALANCEO (%)</b>	42.7 ± 1.5	37.5 ± 1.3	40.4 ± 1.2	40.7 ± 1.8
<b>APOYO DOBLE (%)</b>	10.9 ± .7	9.9 ± 1.2	13.4 ± 1.1	12.5 ± 1.1
<b>TIEMPO DE APOYO (s)</b>	0.68 ± .03	0.76 ± .01	0.63 ± .02	0.63 ± .04
<b>TIEMPO DE BALANCEO (s)</b>	0.51 ± .01	0.46 ± .02	0.43 ± .02	0.43 ± .02
<b>TIEMPO DE ZANCADA (s)</b>	1.19 ± .03	1.22 ± .02	1.06 ± .03	1.05 ± .05
<b>CADENCIA (pasos/min)</b>	99.6 ± 2.113		113.844 ± 4.302	

#### PARÁMETROS ESPACIALES

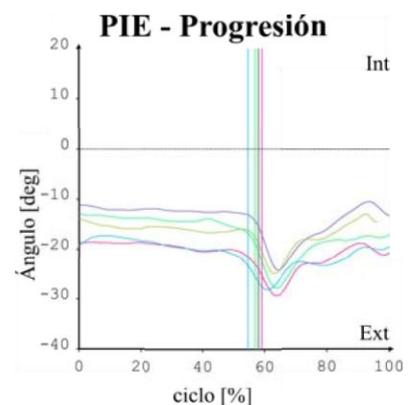
#### ESTÁNDAR

	DER	IZQ	DER	IZQ
<b>LONGITUD DE PASO (m)</b>	0.75 ± .02	0.71 ± .02	0.73 ± .02	0.74 ± .02
<b>VELOCIDAD (m/s)</b>	1.39 ± .06	1.36 ± .07	1.39 ± .06	1.39 ± .07
<b>VELOCIDAD BALANCEO (m/s)</b>	2.95 ± .11	3.11 ± .19	3.3 ± .14	3.27 ± .18
<b>LONGITUD ZANCADA (m)</b>	1.65 ± .04	1.65 ± .07	1.47 ± .08	1.47 ± .06
<b>ANCHO DE PASO (m)</b>	0.22 ± 0	0.22 ± 0	0.11 ± .03	0.13 ± .01
<b>VELOCIDAD MEDIA (m/s)</b>	1.34 ± .07		1.39 ± .06	

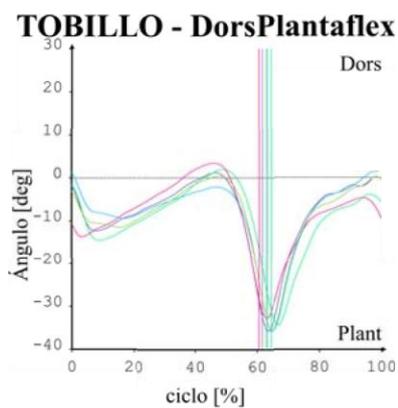
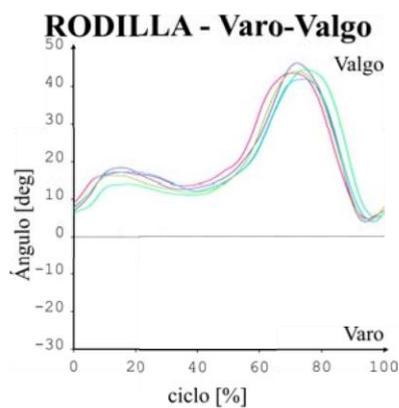
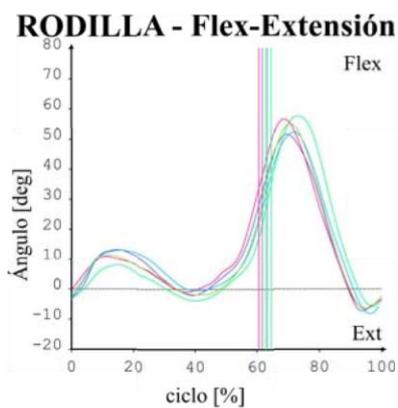
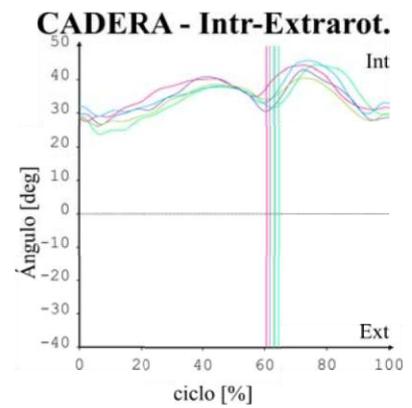
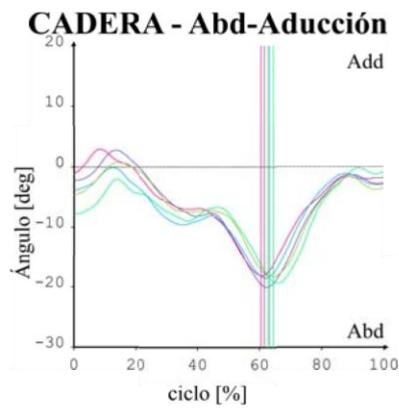
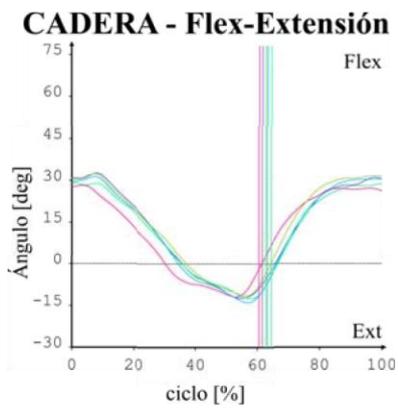
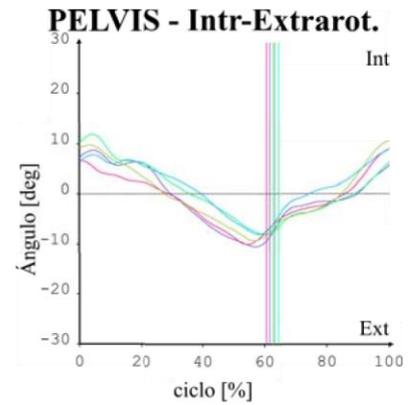
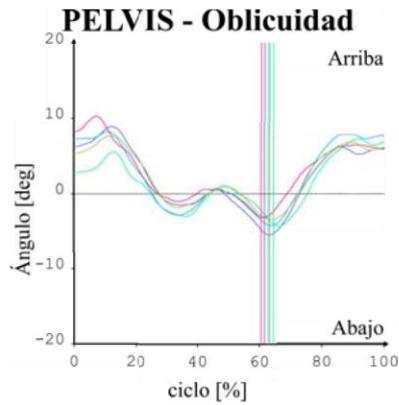
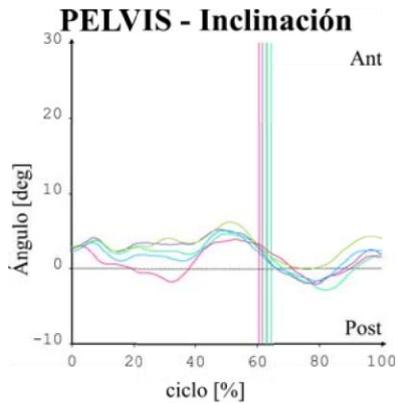
# CINEMÁTICA DER - Consistencia



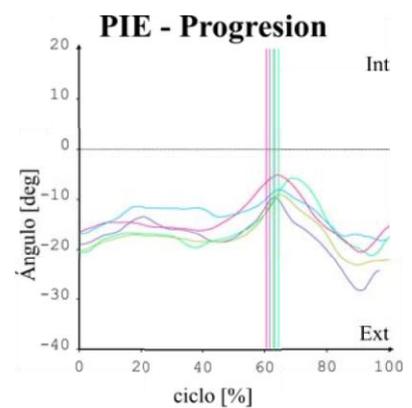
- 0232~aa~Walking 05
- 0232~aa~Walking 06
- 0232~aa~Walking 01
- 0232~aa~Walking 02
- 0232~aa~Walking 03



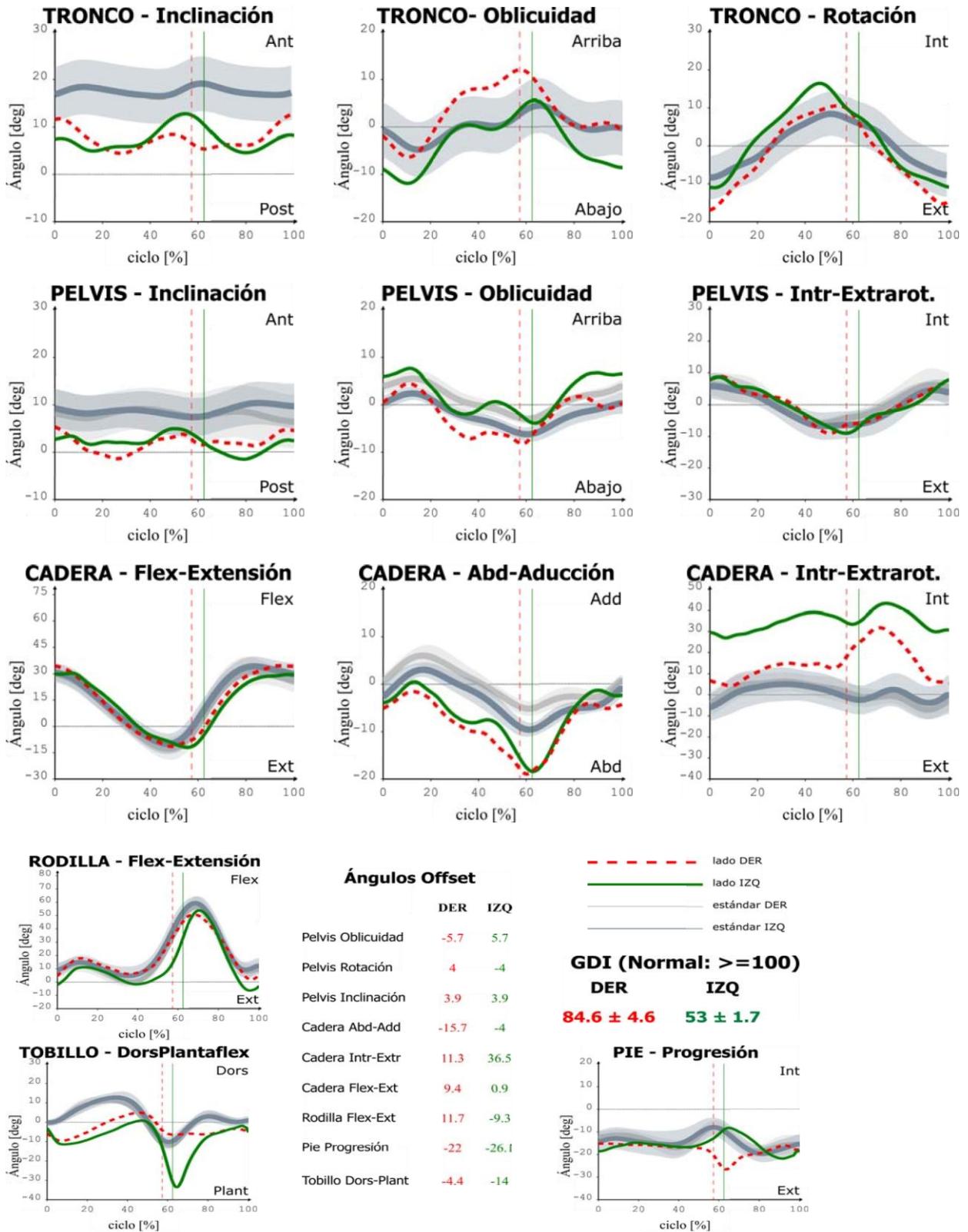
# CINEMÁTICA IZQ - Consistencia



- 0232-aa-Walking 05
- 0232-aa-Walking 06
- 0232-aa-Walking 01
- 0232-aa-Walking 02
- 0232-aa-Walking 03



# CINEMÁTICA: DER vs IZQ



**Ángulos Offset**

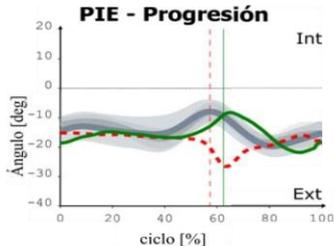
	DER	IZQ
Pelvis Oblicuidad	-5.7	5.7
Pelvis Rotación	-4	-4
Pelvis Inclinación	3.9	3.9
Cadera Abd-Add	-15.7	-4
Cadera Intr-Extr	11.3	36.5
Cadera Flex-Ext	9.4	0.9
Rodilla Flex-Ext	11.7	-9.3
Pie Progresión	-22	-26.1
Tobillo Dors-Plant	-4.4	-14

- - - lado DER  
 — lado IZQ  
 — estándar DER  
 — estándar IZQ

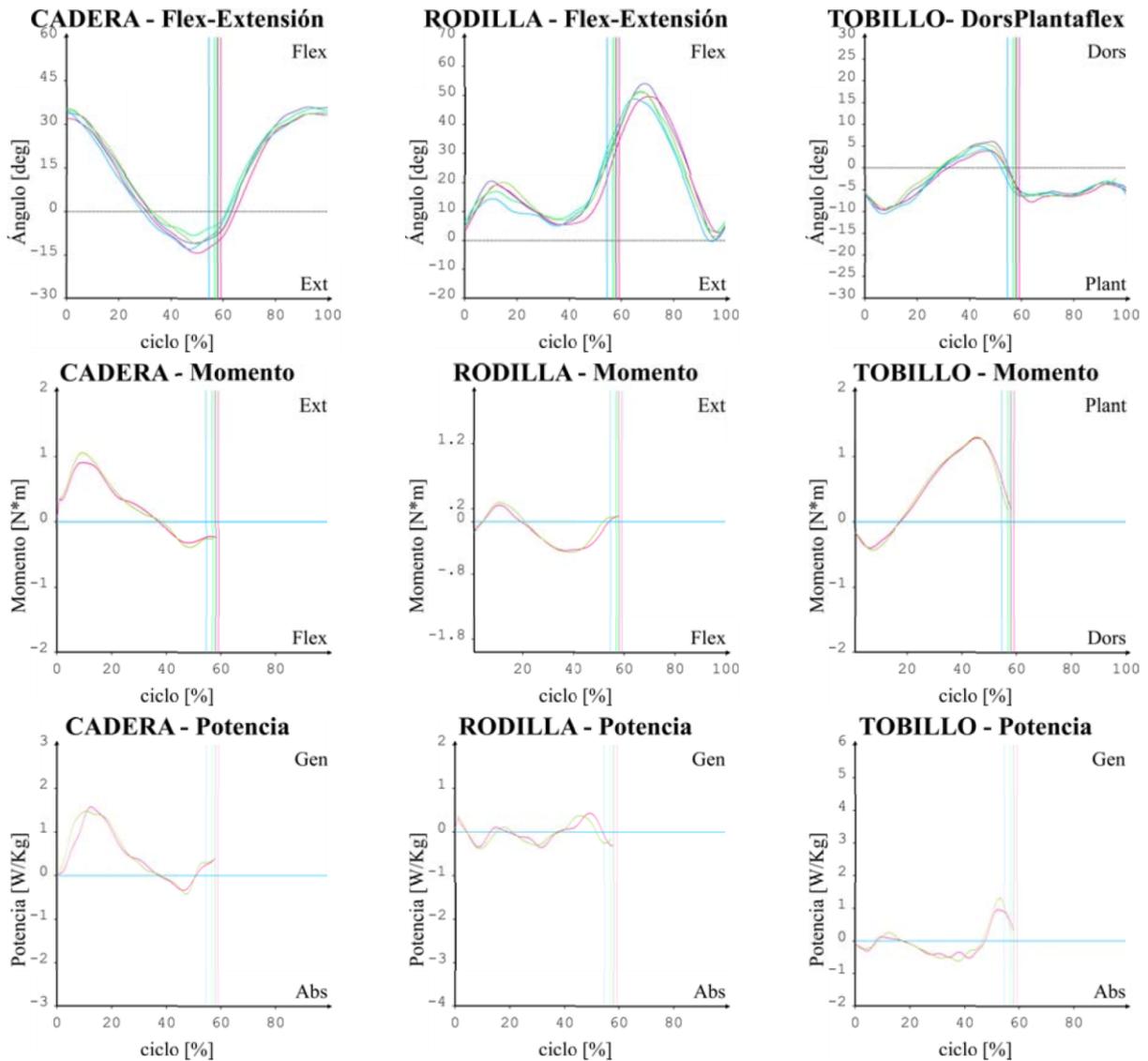
**GDI (Normal: >=100)**

**DER**      **IZQ**

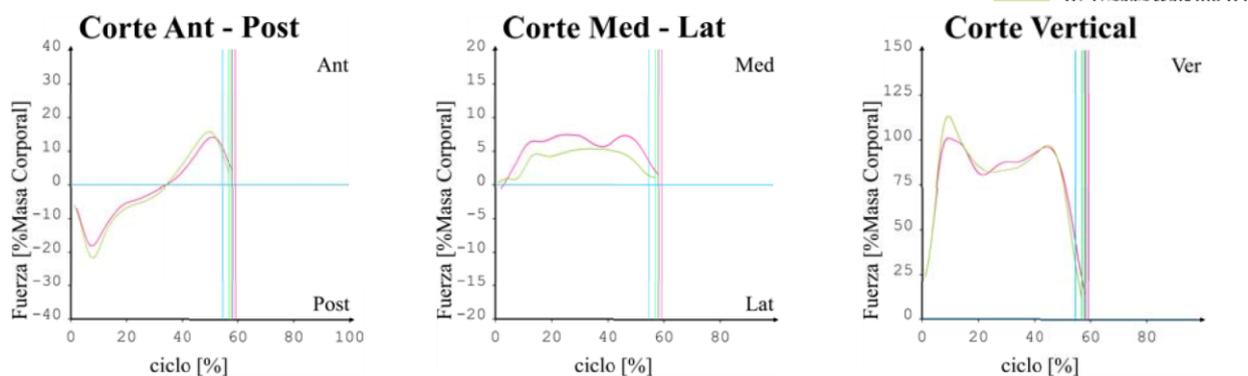
**84.6 ± 4.6**    **53 ± 1.7**



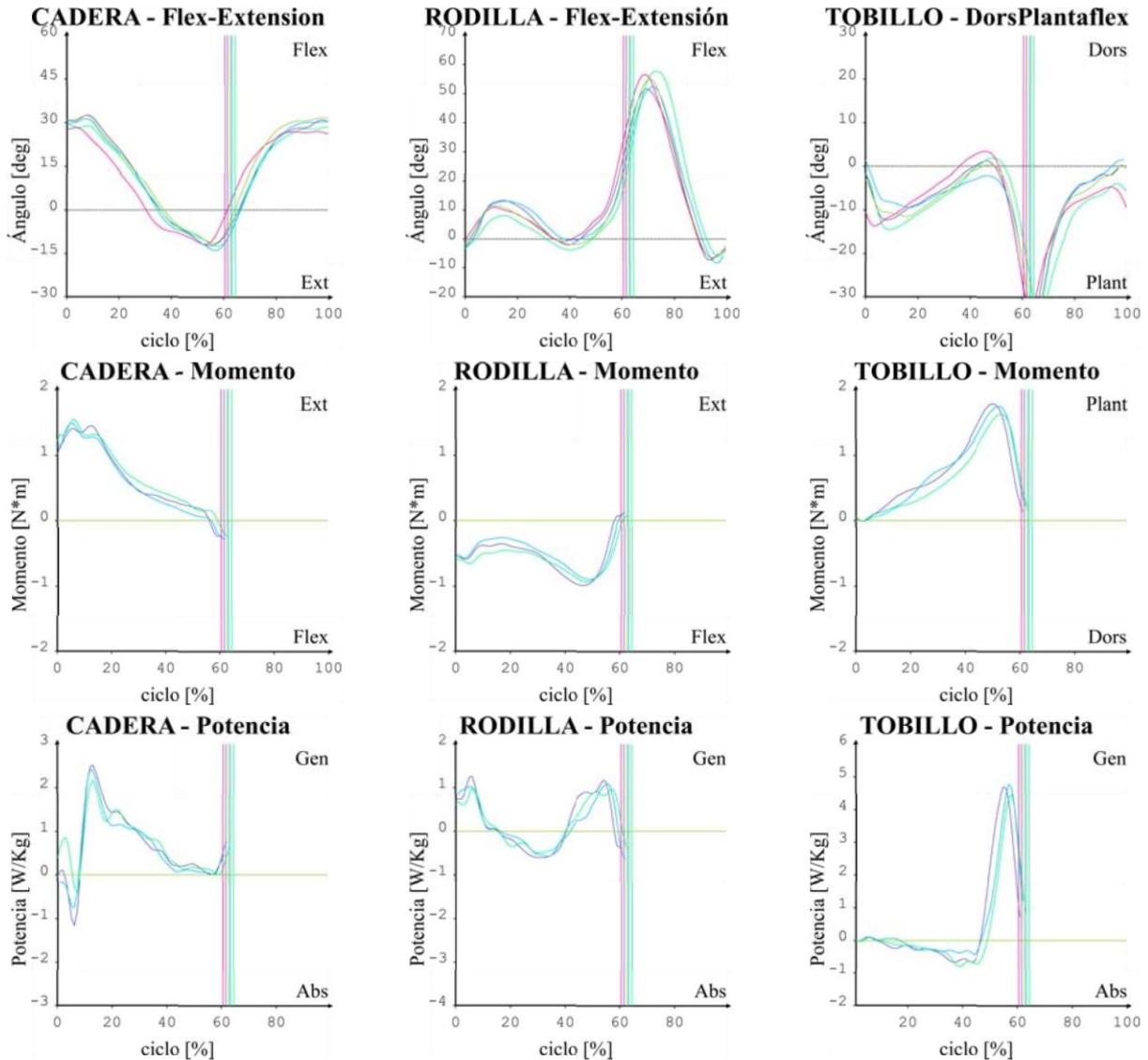
# CINÉTICA SAGITAL DER



# FUERZA DE REACCIÓN DER

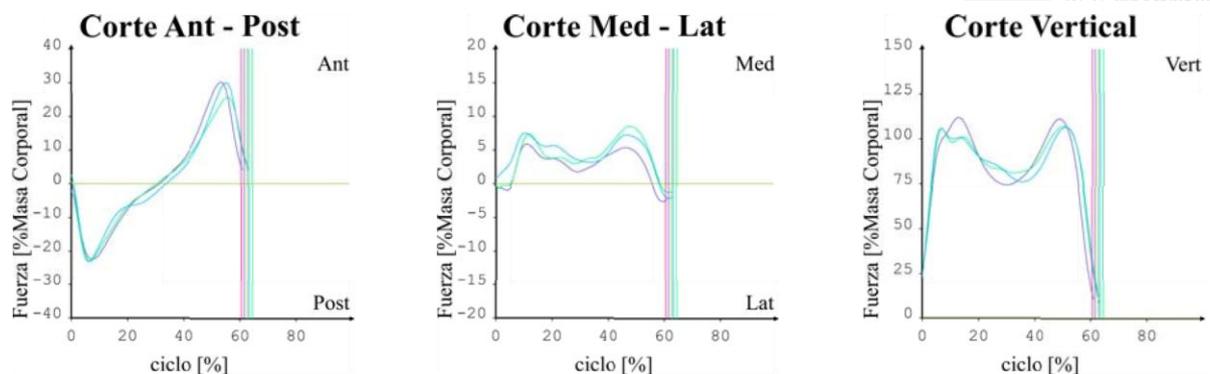


# CINÉTICA SAGITAL IZQ

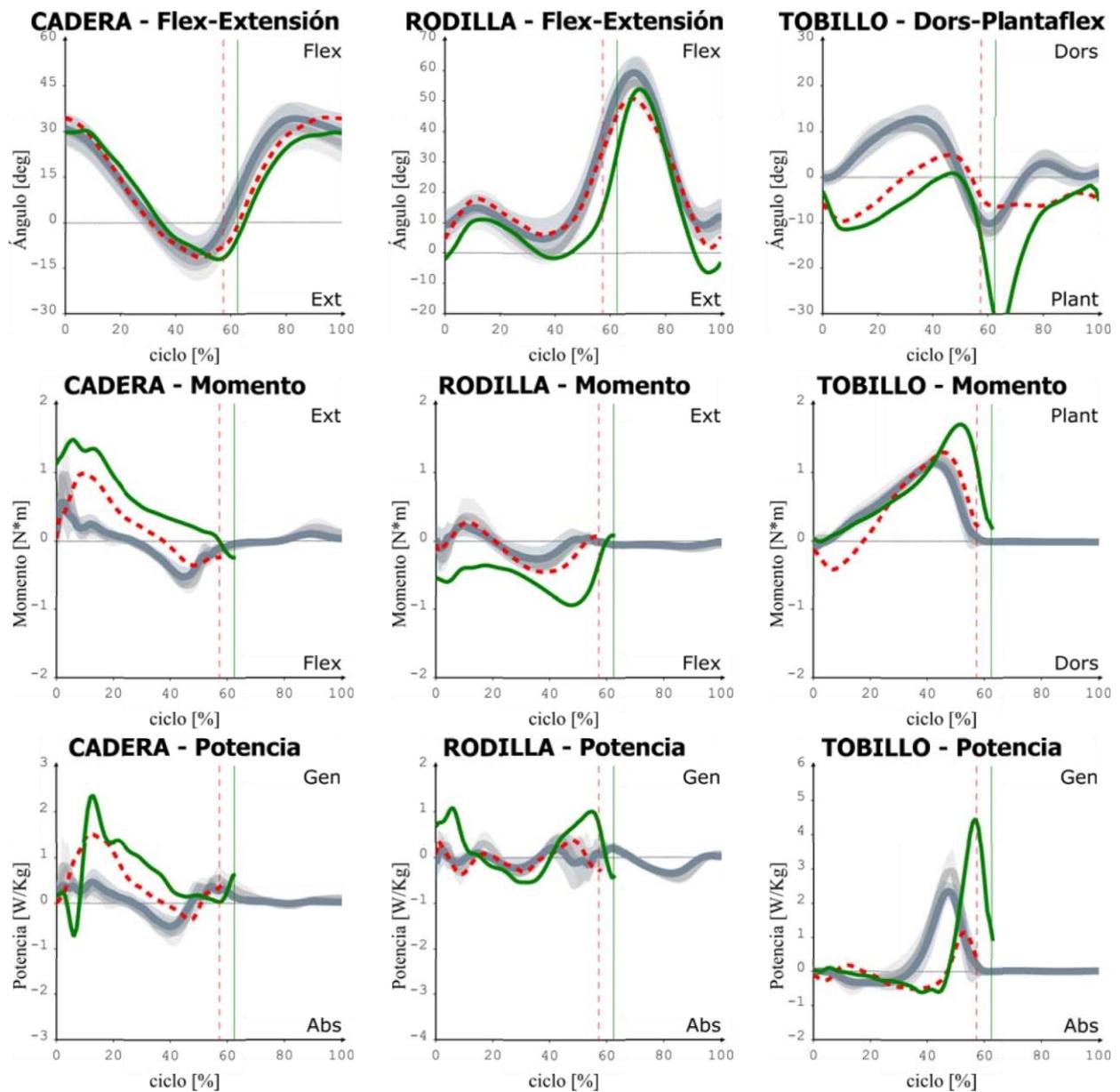


- 0232~aa~Walking 05
- 0232~aa~Walking 06
- 0232~aa~Walking 01
- 0232~aa~Walking 02
- 0232~aa~Walking 03

# FUERZA DE REACCIÓN IZQ

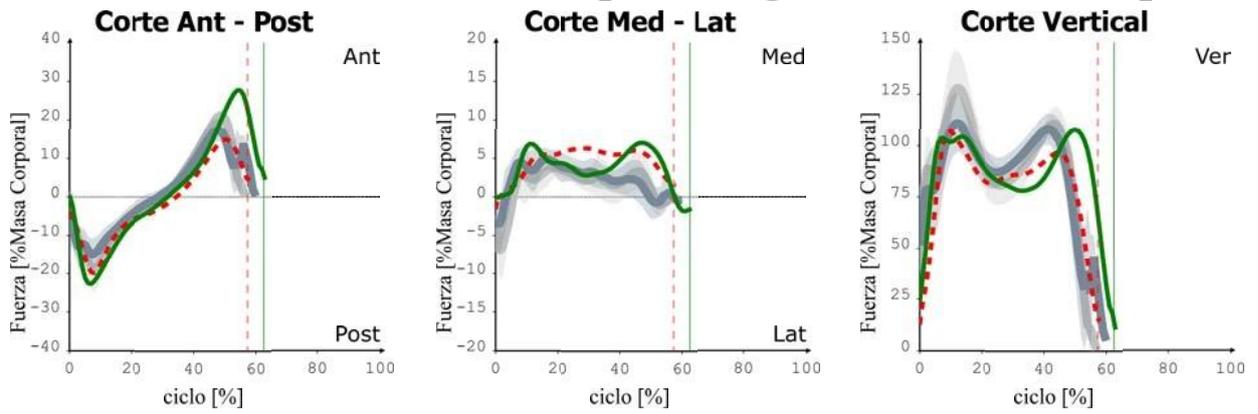


# CINÉTICA SAGITAL: DER vs IZQ

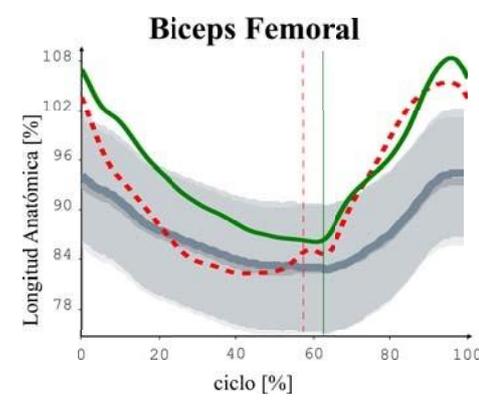
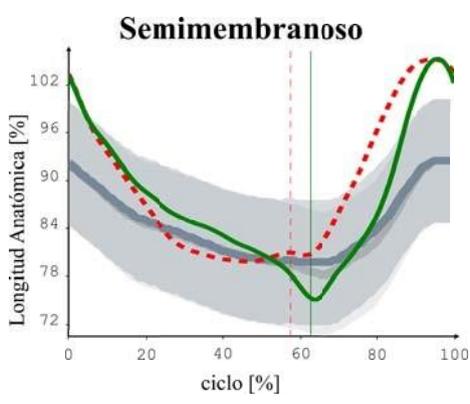
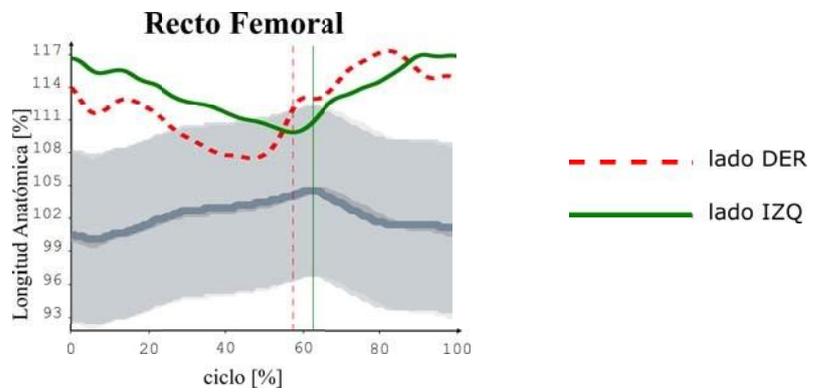
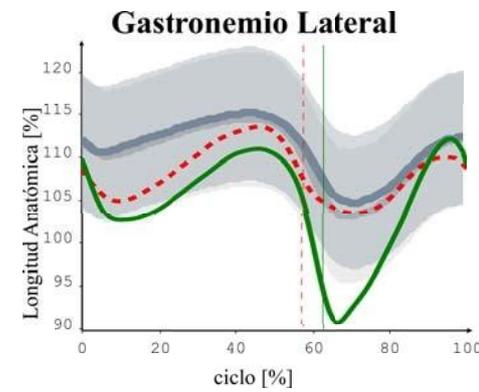
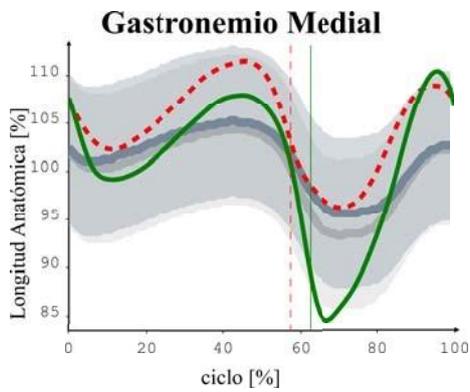


# FUERZA DE REACCIÓN A PISO

# LONGITUD MUSCULAR [% Longitud Anatómica]

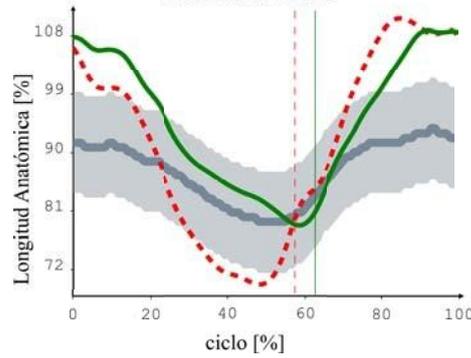


7

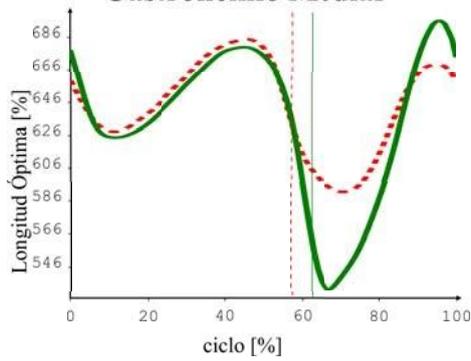


# LONGITUD MUSCULAR [% Longitud Óptima]

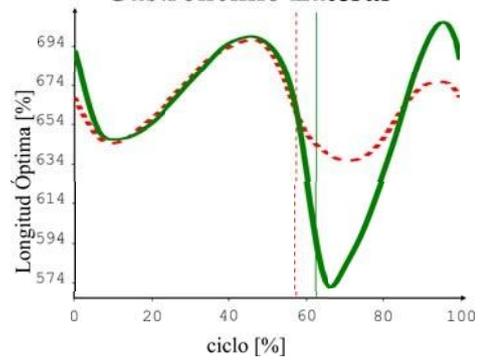
**Glúteo Medio**



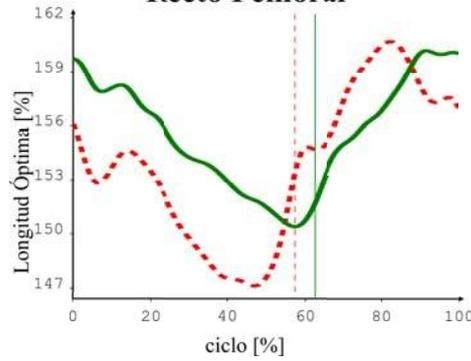
**Gastronemio Medial**



**Gastronemio Lateral**

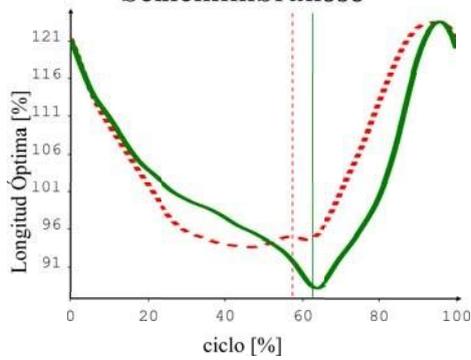


**Recto Femoral**

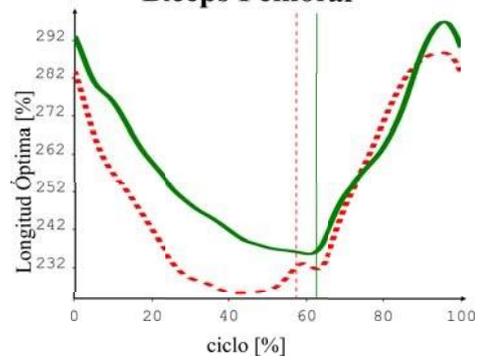


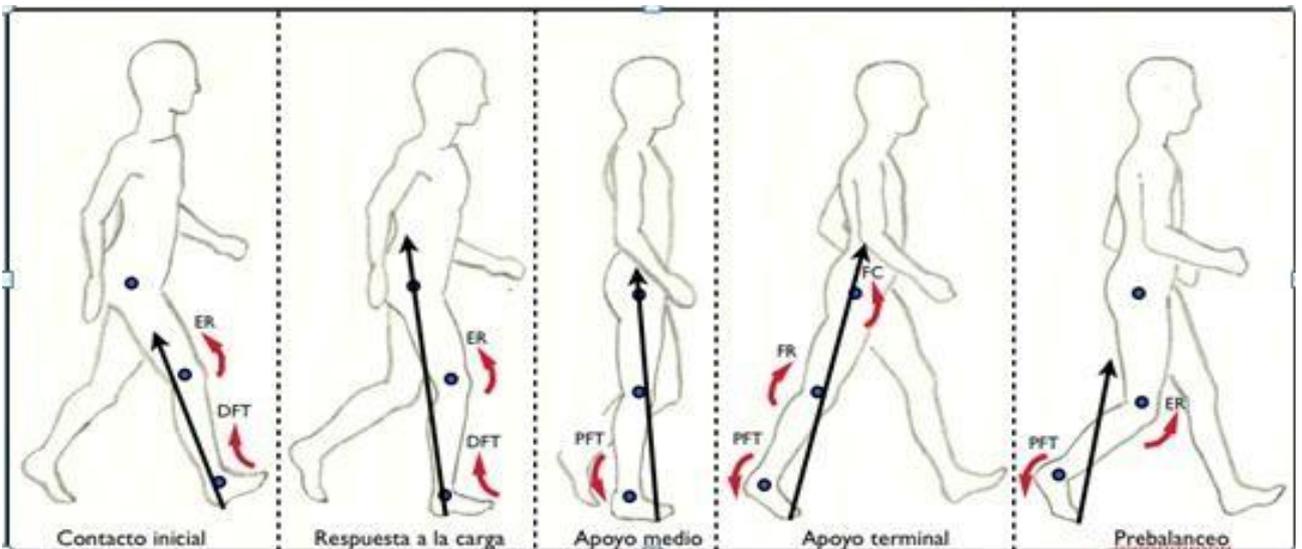
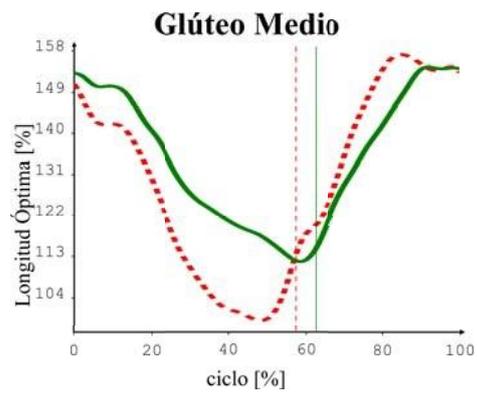
--- lado DER  
 — lado IZQ

**Sememimbranoso**



**Biceps Femoral**





**CONTACTO INICIAL**

**RESPUESTA A LA CARGA**

**APOYO MEDIO**





# FASES DE LA MARCHA

**APOYO TERMINAL**



**PRE-BALANCEO**

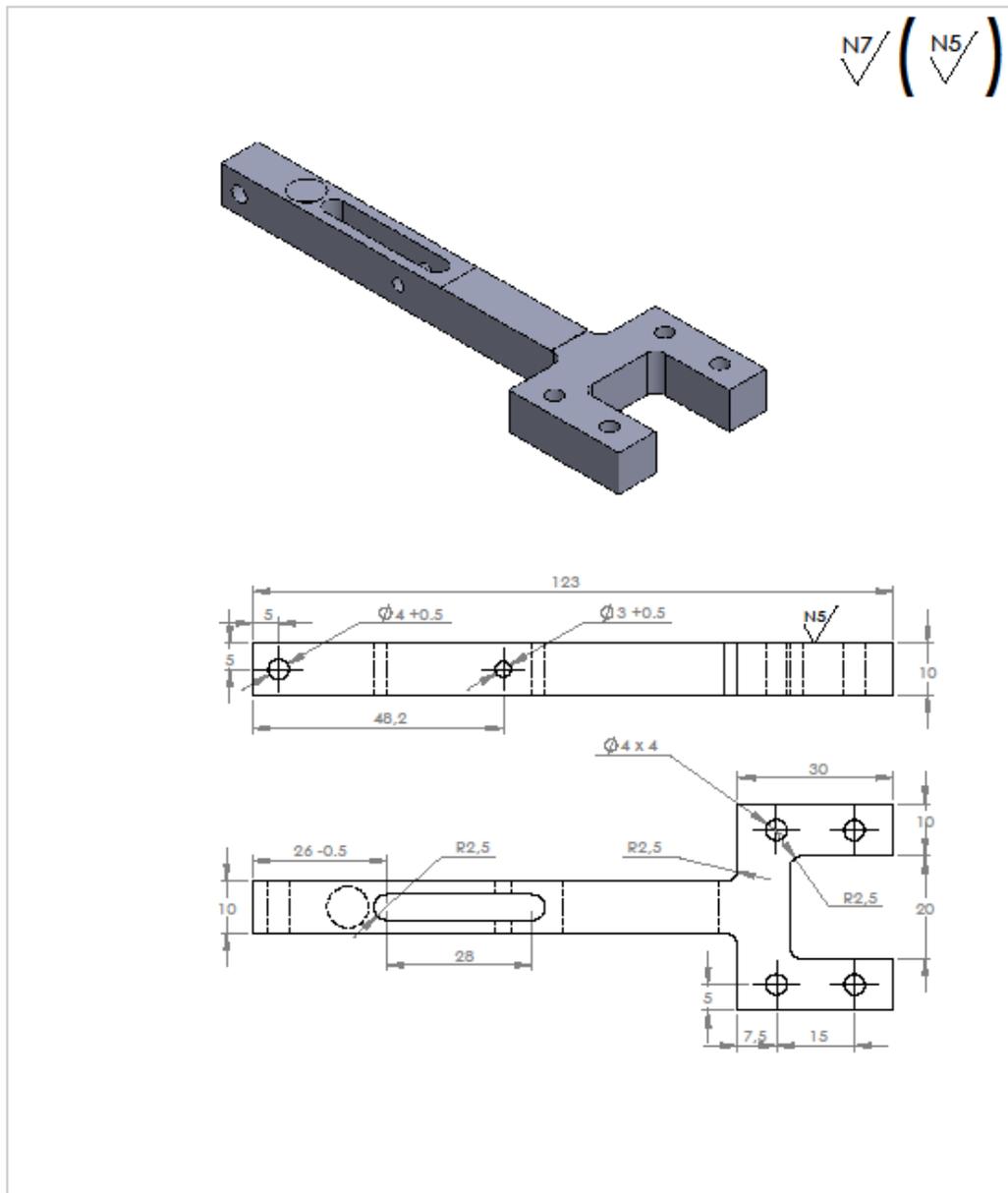


**VISTA POSTERIOR**

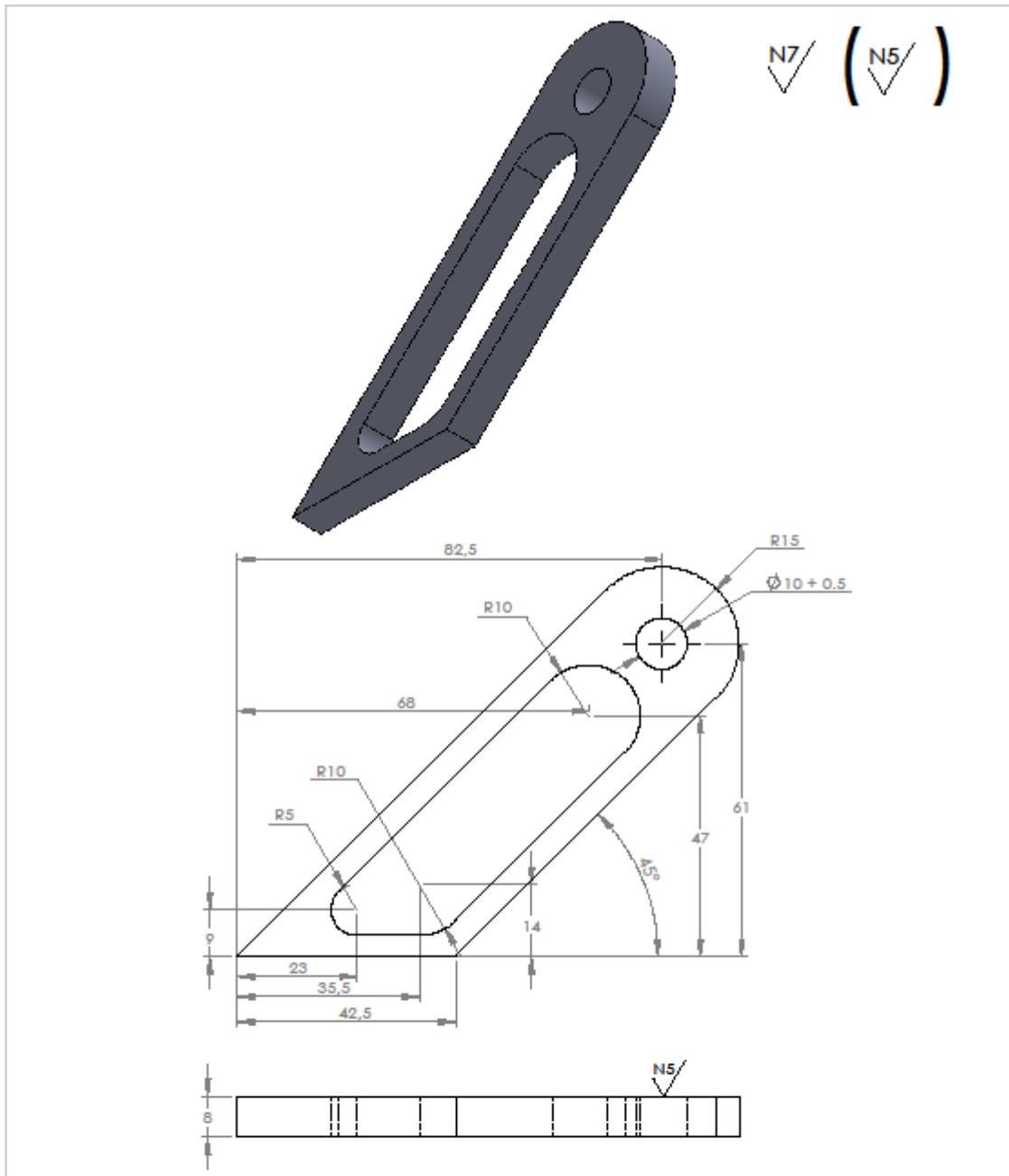


**Elaborado por: ING. CATALINA VILLA SAENZ**

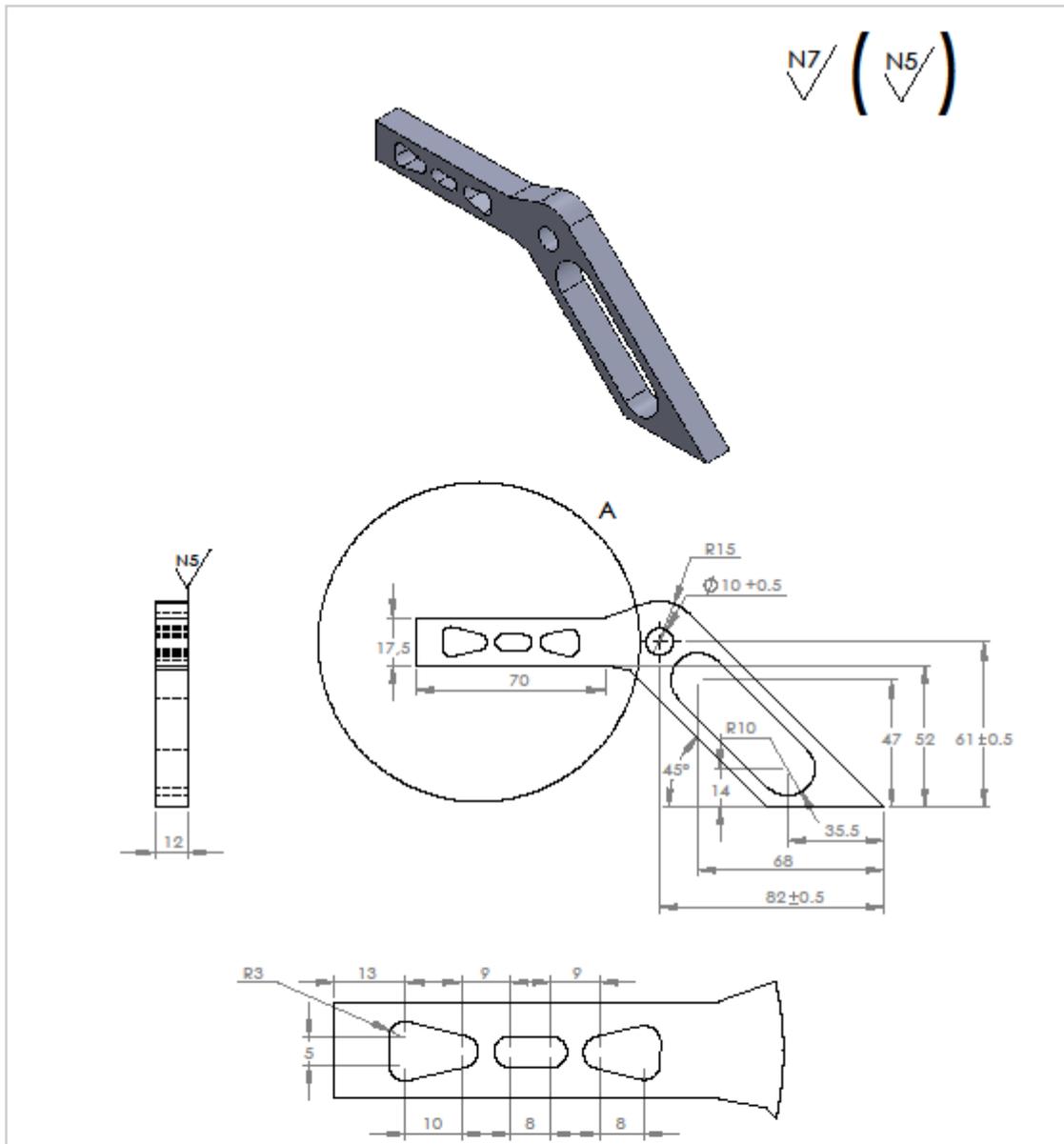
**ANEXO B- Planos por pieza y ensamble del prototipo.**



		Linear tolerance $\pm 0.5$ mm	FINISH Tropicalizado	DEBUR AND BREAK SHARP EDGES	 Colegio de Ciencias e Ingeniería
DRAWN Sánchez, Uquillas	SIGNATURE	DATE 17/04/2014	REVISION 1	TITLE: <h2 style="text-align: center;">Apoyo Carga</h2>	
CHKD Sánchez, Uquillas		DATE 23/09/2014	REVISION 2		
APPVD Lorena Bejarano		DATE 13/10/2014	REVISION 3		
MFG GLA		MATERIAL: Plancha Acero al Carbono ASTM -A36, espesor 10mm		DWG NO. USFQ-001-01	A4
		WEIGHT:	SCALE: 1:1	SHEET 1 OF 1	



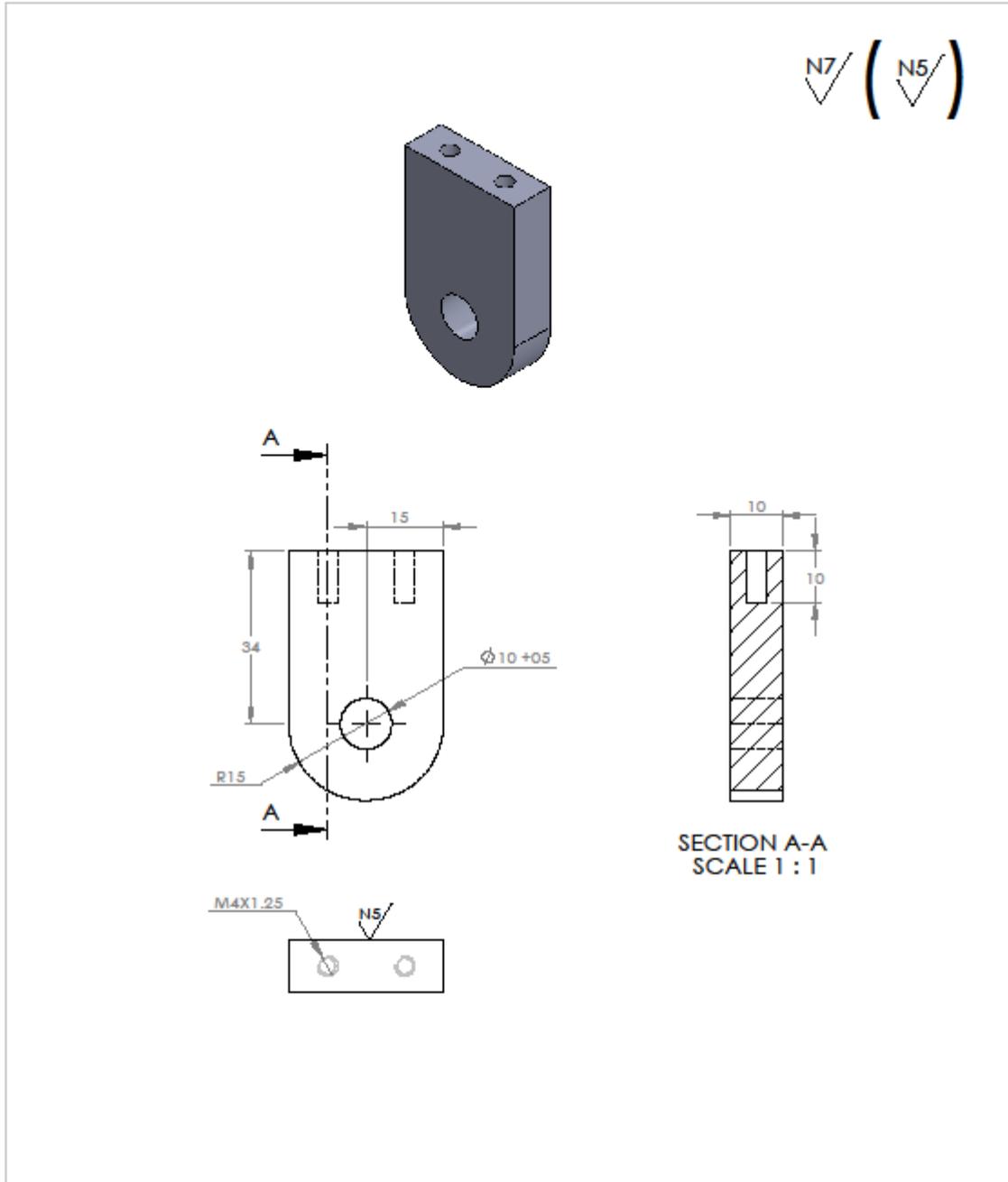
		Linear tolerance $\pm 0.5 \text{ mm}$ Angular tolerance $\pm 0.5^\circ$	FINISH: <b>Tropicalizado</b>	DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		<b>Colegio de Ciencias e Ingeniería</b>
DRAWN:	SÁNCHEZ, UQUILLAS	SIGNATURE:	DATE:	REVISION:	TITLE:	
CHECK:	SÁNCHEZ, UQUILLAS		17/04/2014	1	<b>Apoyo Externo</b>	
APPVD:	LORENA BEJARANO		23/09/2014	2		
MFG:			13/10/2014	3		
G.A:			MATERIAL: Plancha Acero al Carbono ASTM -A36, espesor 10mm		DWG NO.:	<b>USFQ-001-02</b>
			WEIGHT:	SCALE: 1:1	SHEET 1 OF 1	<b>A4</b>



**NOTA:** Todos los radios del Detalle A son de 3mm

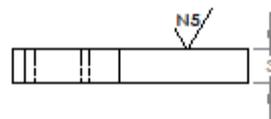
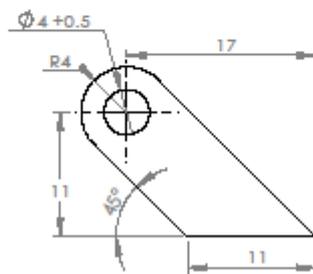
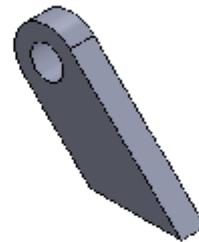
**DETAIL A**  
SCALE 1 : 1

	Linear tolerance ± 0.5 mm	<b>FRESH</b>  <b>Tropicalizado</b>	<b>DEBUR AND BREAK SHARP EDGES</b>		<b>Colegio de Ciencias e Ingeniería</b>																				
	Angular tolerance ± 0.5°																								
<table border="1"> <thead> <tr> <th>NAME</th> <th>SIGNATURE</th> <th>DATE</th> <th>REVISION</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>DRAWN: Sánchez, Uquillas</td> <td></td> <td>17/04/2014</td> <td>1</td> </tr> <tr> <td>CHKD: Sánchez, Uquillas</td> <td></td> <td>23/09/2014</td> <td>2</td> </tr> <tr> <td>APPVD: Lorena Bejarano</td> <td></td> <td>13/10/2014</td> <td>3</td> </tr> <tr> <td>MFG:</td> <td></td> <td></td> <td></td> </tr> </tbody> </table>	NAME	SIGNATURE	DATE	REVISION	DRAWN: Sánchez, Uquillas		17/04/2014	1	CHKD: Sánchez, Uquillas		23/09/2014	2	APPVD: Lorena Bejarano		13/10/2014	3	MFG:				<b>TITLE:</b>  <b>Apoyo Resorte</b>			<b>DWG NO.</b>  <b>USFQ-001-03</b>	<b>A4</b>
NAME	SIGNATURE	DATE	REVISION																						
DRAWN: Sánchez, Uquillas		17/04/2014	1																						
CHKD: Sánchez, Uquillas		23/09/2014	2																						
APPVD: Lorena Bejarano		13/10/2014	3																						
MFG:																									
<b>GA</b>	<b>MATERIAL:</b> Plancha Acero al Carbono ASTM -A36, espesor 12mm			<b>SCALE:</b> 1:2	<b>SHEET</b> 1 OF 1																				
<b>WEIGHT:</b>																									



	Linear tolerance ±0.5 mm	FINISH	Tropicalizado		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		Colegio de Ciencias e Ingeniería	
	NAME	SIGNATURE	DATE	REVISION	TITLE:			
DRAWN	Sánchez, Uquillas		17/04/2014	1	Apoyo Carga			
CHKD	Sánchez, Uquillas		23/09/2014	2				
APPVD	Lorena Bejarano		13/10/2014	3				
MFG								
QA					MATERIAL:	DWG NO.	USFQ-001-04	
					Plancha Acero al Carbono ASTM -A36, espesor 10mm		A4	
					WEIGHT:	SCALE:1:	SHEET 1 OF 1	

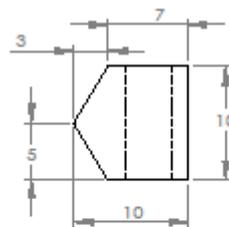
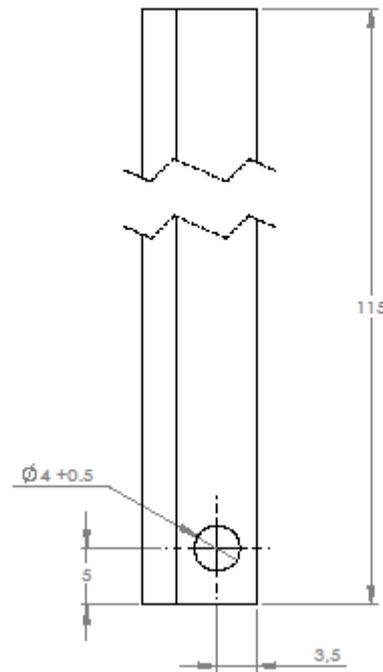
N7 (N5)



	Linear tolerance ± 0.5 mm	FINISH: <b>Tropicalizado</b>	DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		Colegio de Ciencias e Ingeniería	
	Angular tolerance ± 0.5 °					
	NAME	SIGNATURE	DATE	REVISION	TITLE:  <b>Soporte Seguro Posterior</b>	
DRAWN	Sánchez, Uquillas		17/04/2014	1		
CHKD	Sánchez, Uquillas		23/09/2014	2		
APPVD	Lorena Bejarano		13/10/2014	3		
MFG					DWG NO. <b>USFQ-001-05</b> <span style="float: right;">A4</span>	
QA						
					SCALE: 2:1	SHEET 1 OF 1

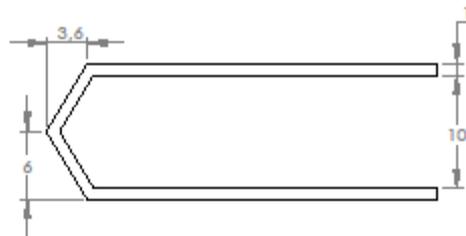
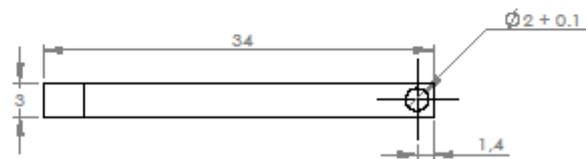
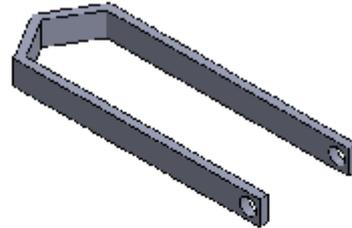
MATERIAL:  
Plancha Acero al Carbono  
ASTM -A36, espesor 3mm

N7



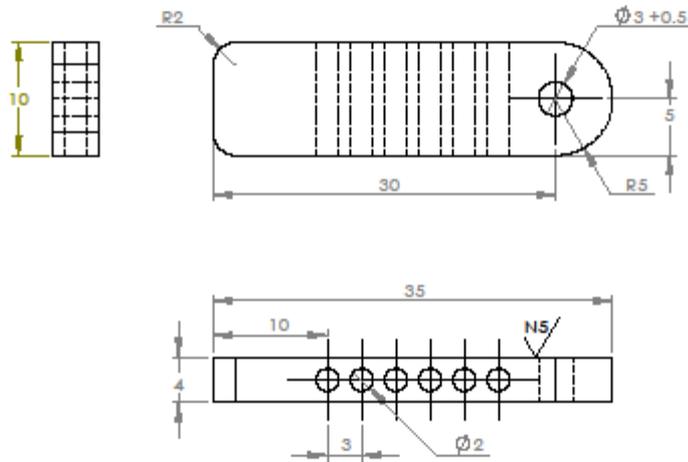
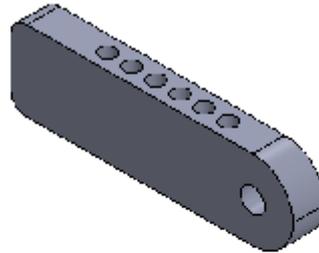
	Linear tolerance ± 0.1 mm	FRESH	Tropicalizado		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		Colegio de Ciencias e Ingeniería	
							TITLE:  <b>Seguro Posterior</b>	
DRAWN	Sánchez, Uquillas	SIGNATURE	DATE	REVISION				
CHKD	Sánchez, Uquillas		17/04/2014	1				
APPVD	Lorena Bejarano		23/09/2014	2				
MFG			13/10/2014	3				
G.A.			MATERIAL:		DWG NO.	USFQ-001-08		A4
			Plancha Acero al Carbono ASTM -A36, espesor 10mm		SCALE: 2:1	SHEET 1 OF 1		
			WEIGHT:					

N7



	Linear tolerance ± 0.5 mm	FINISH	Tropicalizado		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES	 <p>Colegio de Ciencias e Ingeniería</p>
DRAWN	Sánchez, Uquillas	SIGNATURE	DATE	REVISION	<p>Gancho Seguro Posterior</p>	
CHKD	Sánchez, Uquillas		17/04/2014	1		
APPVD	Lorena Bejarano		23/09/2014	2		
MFG			13/10/2014	3		
G.A.			MATERIAL:		DWG NO.	<p>USFQ-001-09</p>
			<p>Plancha Acero al Carbono ASTM -A36, espesor 3mm</p>			
			WEIGHT:		SCALE: 2:1	<p>A4</p>
					SHEET 1 OF 1	

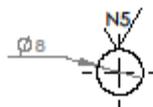
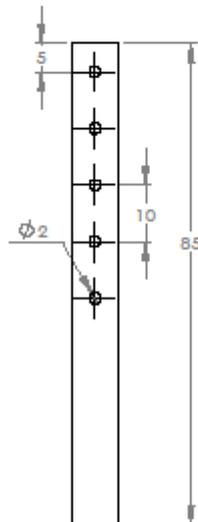
N7 / ( N5 )



**NOTA:** 6 Perforaciones de 2 mm equidistantes.

		Linear tolerance $\pm 0.5$ mm	FINISH: <b>Tropicalizado</b>	DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		Colegio de Ciencias e Ingeniería
DRAWN: Sánchez, Uquillas		SIGNATURE:	DATE: 17/04/2014	REVISION: 1	TITLE: <b>Seguro Resorte</b>	
CHECK: Sánchez, Uquillas			DATE: 23/09/2014	REVISION: 2		
APPVD: Lorena Bejarano			DATE: 13/10/2014	REVISION: 3		
MFG:			MATERIAL: Plancha Acero al Carbono ASTM -A36, espesor 4mm		DWG NO.: <b>USFQ-001-10</b>	<b>A4</b>
G.A:			WEIGHT:	SCALE: 2:1	SHEET 1 OF 1	

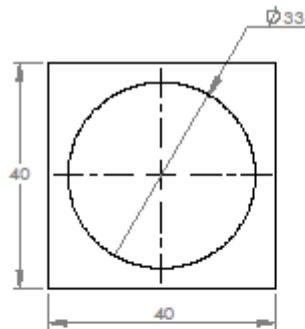
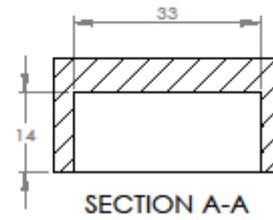
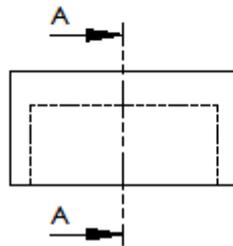
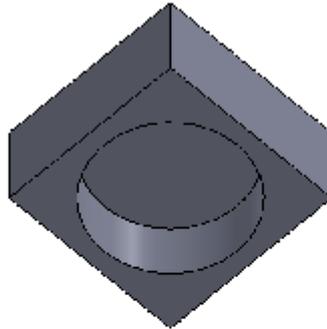
N7 ( N5 )



**NOTA:** 5 Perforaciones de 2 mm equidistantes y pasantes.

		Linear tolerance ± 0.5 mm	FINISH: <b>Tropicalizado</b>	DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		<b>Colegio de Ciencias e Ingeniería</b>
DRAWN: Sánchez, Uquillas CHECK: Sánchez, Uquillas APPVD: Lorena Bejarano MFG: Q.A.	NAME: Sánchez, Uquillas SIGNATURE: DATE: 17/04/2014 23/09/2014 13/10/2014 REVISION: 1 2 3	MATERIAL: Plancha Acero al Carbono ASTM -A36, espesor 10mm			DWG NO.: USFQ-001-11	TITLE: <b>Soporte Seguro Resorte</b> A4
WEIGHT:				SCALE: 1:1	SHEET 1 OF 1	

N7



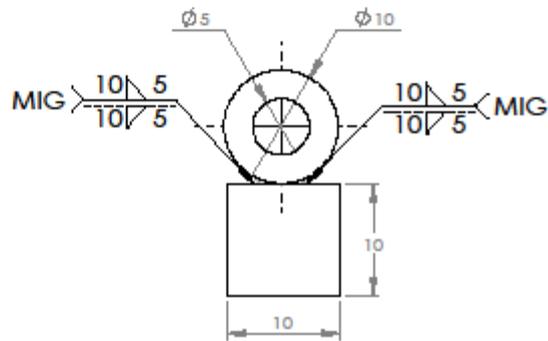
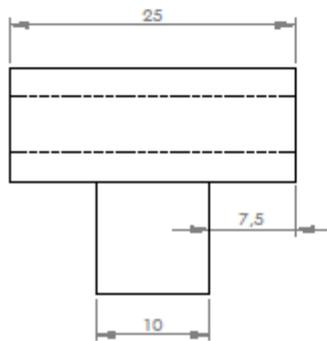
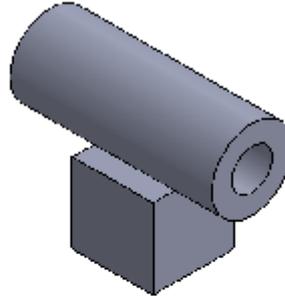
 Linear tolerance $\pm 0.10 \text{ mm}$		FINISH:		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		 Colegio de Ciencias e Ingeniería	
NAME SÁNCHEZ, UQUILLAS		SIGNATURE		DATE 17/04/2014		REVISION 1	
CHECKED SÁNCHEZ, UQUILLAS		SIGNATURE		DATE 23/09/2014		REVISION 2	
APPROVED LORENA BEJARANO		SIGNATURE		DATE 13/10/2014		REVISION 3	
MFG		SIGNATURE		DATE		REVISION	
G.A.		SIGNATURE		DATE		REVISION	
MATERIAL: Plancha Duralon, espesor 20mm				DWG NO. USFQ-001-15		A4	
WEIGHT:				SCALE: 1:1		SHEET 1 OF 1	

Planta Apoyo Resorte

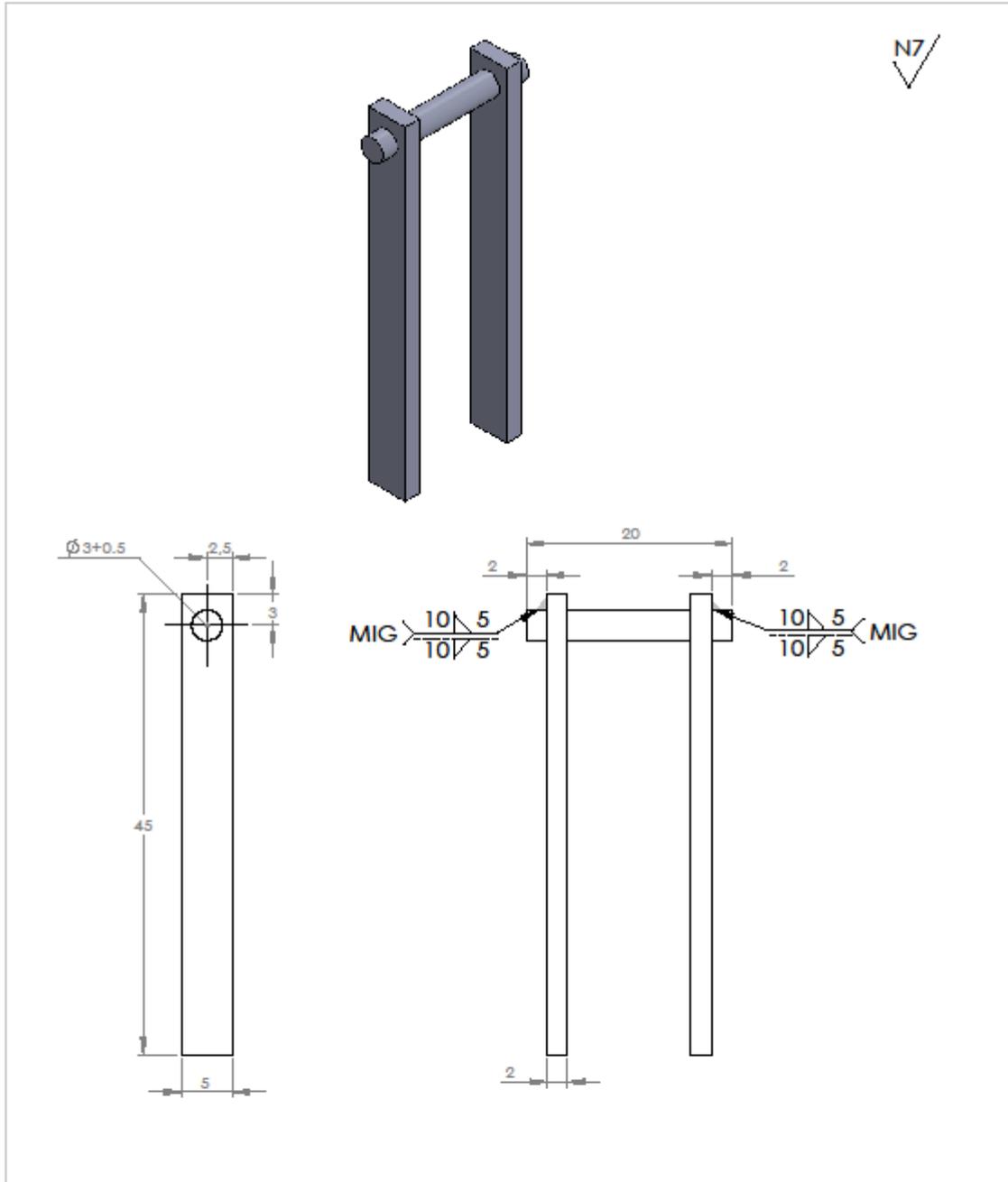
USFQ-001-15

A4

N7

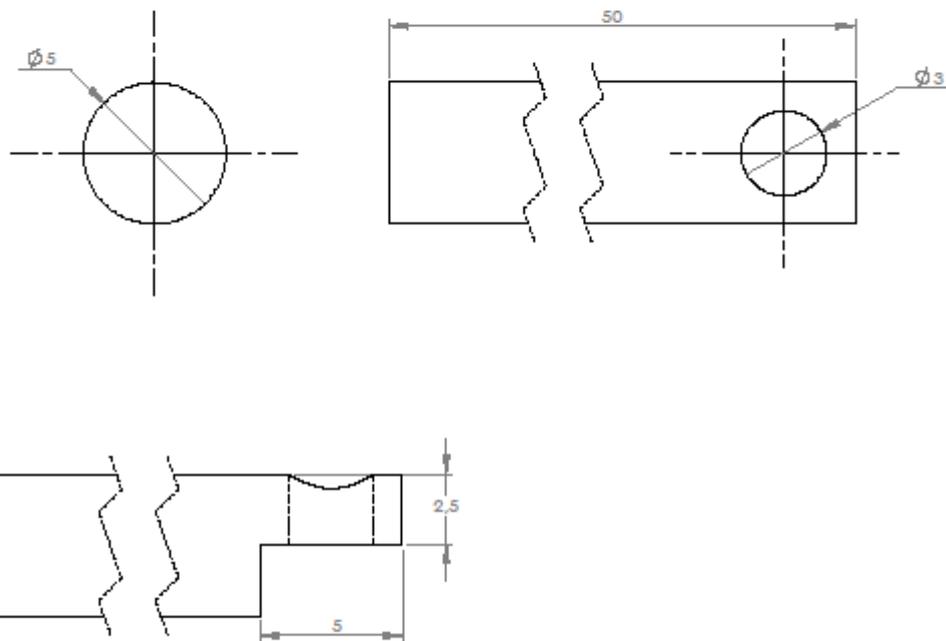


		Linear tolerance $\pm 0.5$ mm	FINISH: <b>Tropicalizado</b>	DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		<b>Colegio de Ciencias e Ingeniería</b>	
	NAME	SIGNATURE	DATE	REVISION	TITLE:		
DRAWN	Sánchez, Uquillas		17/04/2014	1	<b>Guia Varilla Seguro</b>		
CHKD	Sánchez, Uquillas		23/09/2014	2			
APPVD	Lorena Bejarano		13/10/2014	3			
MFG					DWG NO.		<b>A4</b>
G.A.					<b>USFQ-001-17</b>		
MATERIAL: Plancha Acero al Carbono ASTM -A36, espesor 10mm Varilla de acero diametro 10mm				WEIGHT:	SCALE: <b>2:1</b>	SHEET 1 OF 1	



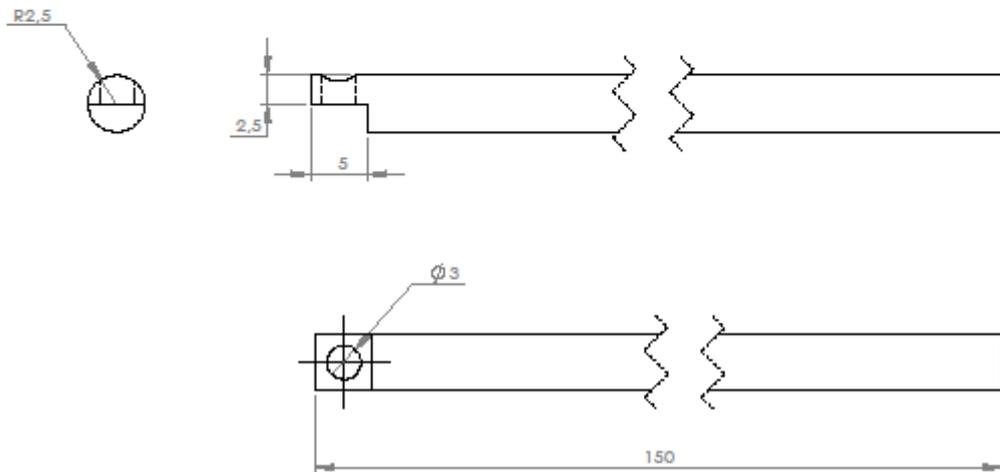
		Linear tolerance $\pm 0.5$ mm	FINISH: <b>Tropicalizado</b>	DEBUR AND BREAK SHARP EDGES		<b>Colegio de Ciencias e Ingeniería</b>	
DRAWN: Sánchez, Uquillas		SIGNATURE:	DATE: 17/04/2014	REVISION: 1	TITLE: <b>Tope Varilla Seguro</b>		
CHECK: Sánchez, Uquillas			DATE: 23/09/2014	REVISION: 2			
APPVD: Lorena Bejarano			DATE: 13/10/2014	REVISION: 3			
MFG:			MATERIAL: Plancha Acero al Carbono ASTM -A36, espesor 2mm Varilla de 3mm		DWG NO.:	<b>USFQ-001-18</b>	<b>A4</b>
G.A:			WEIGHT:	SCALE: 2:1	SHEET 1 OF 1		

N7



	Linear tolerance ± 0.5 mm	FINISH	Tropicalizado		DEBUR AND BREAK SHARP EDGES	 Colegio de Ciencias e Ingeniería
DRAWN	Sánchez, Uquillas	SIGNATURE	DATE	REVISION	Varilla Seguro	
CHKD	Sánchez, Uquillas		17/04/2014	1		
APPVD	Lorena Bejarano		23/09/2014	2		
MFG			13/10/2014	3	DWG NO. USFQ-001-19	
QA						
			MATERIAL:		SCALE: 5:1	
			Varilla diametro 5mm			
			WEIGHT:		SHEET 1 OF 1	

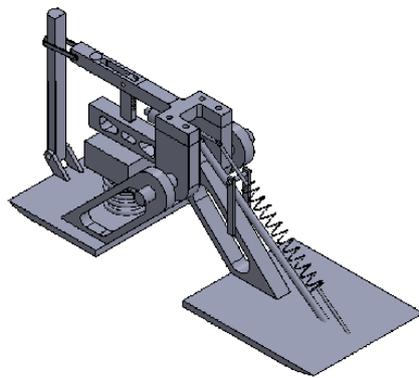
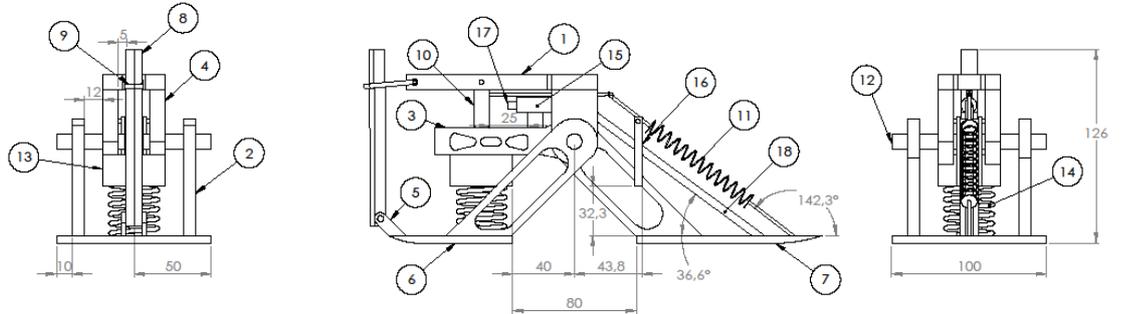
N7



	Linear tolerance ± 0.5 mm	FINISH: <b>Tropicalizado</b>			DEBUR AND BREAK SHARP EDGES	<p><b>Colegio de Ciencias e Ingeniería</b></p>
	NAME	SIGNATURE	DATE	REVISION	TITLE:	
DRAWN	Sánchez, Uquillas		17/04/2014	1	<b>Varilla Seguro Planta</b>	
CHKD	Sánchez, Uquillas		23/09/2014	2		
APPVD	Lorena Bejarano		13/10/2014	3		
MFG						
G.A.					MATERIAL: <b>Varilla diametro 5mm</b>	DWG NO. <b>USFQ-001-20</b>
					WEIGHT:	SCALE: 2:1
						SHEET 1 OF 1
						<b>A4</b>

ITEM	PART NOS.	Description	Cant.
1	USFG-001-01	Apoyo Carga	1
2	USFG-001-01	Apoyo Externo	2
3	USFG-001-01	Apoyo Resorte	1
4	USFG-001-01	Apoyo Carga Eje	2
5	USFG-001-01	SopORTE Seguro Posterior	2
6	USFG-001-01	Planta Posterior	1
7	USFG-001-01	Planta Deiantera	1
8	USFG-001-01	Seguro Posterior	1
9	USFG-001-01	Gancho Seguro Posterior	1
10	USFG-001-01	Seguro Resorte	1
11	USFG-001-01	SopORTE Seguro Resorte	1
12	USFG-001-01	Resorte SopORTE Seguro	1
13	USFG-001-01	Resorte Seguro Planta	1
14	USFG-001-01	Eje	1
15	USFG-001-01	Plato Apoyo Resorte	1
16	USFG-001-01	Resorte Mecanismo	1

<p style="text-align: center;"><b>Ensamble Parcial</b></p>				DRAW AND BREAK SHARP EDGES	 <p style="text-align: center;">Colegio de Ciencias e Ingenierías</p>	
DRAWN	NAME	SIGNATURE	DATE			REVISION
CHTD	Sánchez, Lúquillas		18/04/2014	1	<b>Mecanismo Protesis</b>	
APPROV	Sánchez, Lúquillas		23/09/2014	2		
APPROV	Lorena Bejarano		15/04/2014	3		
Q.A.					DWG NO.	
					<b>USFQ-001</b>	A3
				WEIGHT: 1.8 Kilogramos	SCALE: 1:2	SHEET 1 OF 1



ITEM	Part No.	Description	Cant.
1	USFG-001-01	Apoyo Carga	1
2	USFG-001-02	Apoyo Externo	2
3	USFG-001-03	Apoyo Resorte	1
4	USFG-001-04	Apoyo Carga Eje	2
5	USFG-001-05	Soporte Seguro Posterior	2
6	USFG-001-06	Planta Posterior	1
7	USFG-001-07	Planta Delantera	1
8	USFG-001-08	Seguro Posterior	1
9	USFG-001-09	Gancho Seguro Posterior	1
10	USFG-001-10	Seguro Resorte	1
11	USFG-001-11	Resorte Seguro Planta	1
12	USFG-001-14	Eje	1
13	USFG-001-15	Plato Apoyo Resorte	1
14	USFG-001-16	Resorte Mecanismo	1
15	USFG-001-17	Guia Varilla Seguro	1
16	USFG-001-18	Tope Varilla Seguro	1
17	USFG-001-19	Varilla Seguro	1
18	USFG-001-20	Varilla Seguro Planta	1

### Ensamble Final

NAME	SIGNATURE	DATE	REVISION
DESIGN: Sánchez, Uquillas		18/04/2014	1
CHKD: Sánchez, Uquillas		25/04/2014	2
APPROV: Lorena Bejarano		15/04/2014	3
QA:			

**DEAF AND  
DEAF DRUM  
EDDIS**



**Colegio de Ciencias  
e Ingenierías**

**Mecanismo Protésis**

DWG. NO. **USFQ-002**

SCALE: 1:2

WGT: 1.8 Kilogramos

SHEET 1 OF 1

## BIBLIOGRAFIA

- Pedraza, Amalia García. "Un Breve Recorrido Por La Historia De LaProtésica." *Historia Social* No. 47. Antonio Domínguez Ortiz Y La Historia Social En La España Moderna (2003): 71-86. Web. 15 May 2014.
- F. Hernandez. (12 de Diciembre de 2014). [Entrevista personal].
- Dr. G. Uquillas. (7 de Febrero de 2014). [Entrevista personal].
- D. Crupa. (18 de Abril de 2014). [Entrevista personal].
- "Esfuerzos" Beer, Ferdinand P., y E. Russell Johnston. "Capítulo 1 Y 2." *Mecánica De Materiales*. Bogotá: McGraw-Hill, 1993. 2-113. Impresión.
- "TheNetterCollection of Medical Illustrations - ImagesforScientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals." *TheNetterCollection of Medical Illustrations - ImagesforScientific, Pharmaceutical, and Legal Professionals*. Web. 13 de Abril de 2014. <<http://www.netterimages.com/>>.
- Beer, Ferdinand P., E. Russel. Johnston, and John T. DeWolf. "Chapter 2." *Mechanics of Materials*. Boston: McGraw Hill HigherEducation, 2006.
- Trujillo, Jorge Eduardo Salazar. *RESISTENCIA DE MATERIALES BÁSICA PARA ESTUDIANTES DE INGENIERÍA*. Web. 12 de Febrero de 2014. [http://www.bdigital.unal.edu.co/5855/1/jorgeeduardosalazartrujillo20072\\_Parte1.pdf](http://www.bdigital.unal.edu.co/5855/1/jorgeeduardosalazartrujillo20072_Parte1.pdf)
- "Correr Definitivamente No Es De Cobardes.": Relacionando La Biomecánica De Carrera Con Las Zapatillas Para Correr. Web. 14 de Abril de 2014.
- Ibarguengoytia, José Antonio, Dr., AngelArnaud, Dr., and Jorge Elizondo, Dr. "Biomecánica De Pie Y Tobillo." Página Web. <http://www.ortopedia.org/img/pdf/pieytobillo/BiomecnicadelPieyTobillo.pdf>
- "Protocolos - RMCuerpo - Tobillo." *Protocolos - RMCuerpo*. Web. 14 Apr. 2014. <<http://www.rm cuerpo.net/protocolo/listarprotocolos.htm%3Bjsessionid%3D8B638AB0AE9829DCAAC1D2AF843C1D36?localizacionId=25>>.
- "Los Huesos Sesamoideos | El Cuerpo Humano." *Los Huesos Sesamoideos | El Cuerpo Humano*. Web. 11 de Abril de 2014. <http://elcuerpohumanoen.blogspot.com/2013/10/los-huesos-sesamoideos.html>
- "Reemplazo De La Articulación De La Cadera - Serie." *Reemplazo De La Articulación De La Cadera - Serie*. Web. 5 de Abril de 2014. <[http://www.walgreens.jobs/marketing/library/spanish\\_contents.html?docid=100006&prn=t&langCd=1&doctype=7](http://www.walgreens.jobs/marketing/library/spanish_contents.html?docid=100006&prn=t&langCd=1&doctype=7)>.

"Anatomyfor Live." *EL TENDÓN ROTULIANO*. Web. 11 de Abril 2014.  
<<http://anatomyforlive.blogspot.com/2013/01/el-tendon-rotuliano.html>>.

Hernandez. "BIOMECÁNICA DE LA MARCHA HUMANA." *CAPÍTULO TRES*. Web.  
<[http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lep/hernandez\\_s\\_f/capitulo3.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf)>.

"Ley De Elasticidad De Hooke" Giancoli, Douglas C., y Amador Araujo Ma. De Lourdes.  
"Capítulo 7 Trabajo Y Energía." Física Para Ciencias E Ingeniería. México. D.F.:  
Pearson Educación, 2008. 164-72. Impresión.

"Elasticidad." Giancoli, Douglas C., y Amador Araujo Ma. De Lourdes. "Capítulos 12 Y  
14." Física Para Ciencias E Ingeniería. México. D.F.: Pearson Educación, 2008.  
312-85. Impresión.

Dr. M. Hinojosa. "Metodo De Analisis Por Elementos Finitos Y Descripcion Del Software  
Algor." pag. Web.  
<[http://catarina.udlap.mx/u\\_dl\\_a/tales/documentos/lim/moises\\_g\\_lf/capitulo5.pdf](http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lim/moises_g_lf/capitulo5.pdf)>.

"El Rincón Del CAD 3D." Web. 15 Apr. 2014.  
<http://www.rincad.es/viewtopic.php?f=55&t=2052>.