



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE INGENIERO EN MECATRÓNICA

TEMA: REDISEÑO Y MEJORA DE UN PROTOTIPO DE
PRÓTESIS DE PIERNA PARA AMPUTACIÓN
TRANSFEMORAL (ARRIBA DE LA RODILLA) CON
MONITOREO DE TEMPERATURA Y HUMEDAD MEDIANTE
APLICACIÓN PARA TELÉFONOS MÓVILES

AUTORES:

BRAVO QUINATO, XAVIER ALCIVAR

COMINA TUBÓN, MAYRA ELIZABETH

DIRECTOR: TOBAR QUEVEDO, JOHANNA BELÉN

SANGOLQUÍ, FEBRERO 2017



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

CERTIFICADO DEL DIRECTOR DE TESIS

Certifico que el trabajo de titulación, “REDISEÑO Y MEJORA DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE PIERNA PARA AMPUTACIÓN TRANSFEMORAL (ARRIBA DE LA RODILLA) CON MONITOREO DE TEMPERATURA Y HUMEDAD MEDIANTE APLICACIÓN PARA TELÉFONOS MÓVILES ” realizado por los señores Bravo Quinatoa Xavier Alcívar y Comina Tubón Mayra Elizabeth, ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio, el mismo cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, por lo tanto me permito acreditarlos y autorizarlos a los señores Bravo Quinatoa Xavier Alcívar y Comina Tubón Mayra Elizabeth para que lo sustenten públicamente.

Sangolquí, 14 de febrero del 2017

Ing. JOHANNA BELEN TOBAR QUEVEDO
DIRECTORA




DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, Bravo Quinatoa Xavier Alcívar, con cédula de identidad N° 2100330402, declaro que este trabajo de titulación “REDISEÑO Y MEJORA DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE PIERNA PARA AMPUTACIÓN TRANSFEMORAL (ARRIBA DE LA RODILLA) CON MONITOREO DE TEMPERATURA Y HUMEDAD MEDIANTE APLICACIÓN PARA TELÉFONOS MÓVILES” ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaramos que este trabajo es de nuestra autoría, en virtud de ello nos declaramos responsables del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Sangolquí, 14 de febrero del 2017



Xavier Alcívar Bravo Quinatoa
C.C. 2100330402



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, Comina Tubón Mayra Elizabeth, con cédula de identidad N° 1724994684, declaro que este trabajo de titulación “REDISEÑO Y MEJORA DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE PIERNA PARA AMPUTACIÓN TRANSFEMORAL (ARRIBA DE LA RODILLA) CON MONITOREO DE TEMPERATURA Y HUMEDAD MEDIANTE APLICACIÓN PARA TELÉFONOS MÓVILES” ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaramos que este trabajo es de nuestra autoría, en virtud de ello nos declaramos responsables del contenido, veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Sangolquí, 14 de febrero del 2017

Mayra Elizabeth Comina Tubón

C.C. 1724994684



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Nosotros, Bravo Quinatoa Xavier Alcívar y Comina Tubón Mayra Elizabeth, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca Virtual de la institución el presente trabajo de titulación “REDISEÑO Y MEJORA DE UN PROTOTIPO DE PRÓTESIS DE PIERNA PARA AMPUTACIÓN TRANSFEMORAL (ARRIBA DE LA RODILLA) CON MONITOREO DE TEMPERATURA Y HUMEDAD MEDIANTE APLICACIÓN PARA TELÉFONOS MÓVILES” cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.

Sangolquí, 14 de febrero del 2017

Xavier Alcívar Bravo Quinatoa

C.C. 2100330402

Mayra Elizabeth Comina Tubón

C.C. 1724994684

DEDICATORIA

Los padres son la base fundamental en los valores y virtudes de cada persona, por lo cual dedico este trabajo enteramente a ellos María y Alcívar, mis padres quienes siempre confiaron en mí, ellos influyeron en mi contagiándome de sus grandes sueños, enseñándome a trabajar por lo que se quiere, conservando siempre los valores de honestidad y responsabilidad que tanto los caracteriza

Xavier Alcívar Bravo Quinatoa

DEDICATORIA

Dicen que el que persevera alcanza, que los sueños se cumplen, pues sí, sí se cumplen si tú luchas por ellos.

Dedico este trabajo a Dios por que sin él no hubiese llegado tan lejos, a mis padres Jorge y Sandra quienes me enseñaron a luchar por mis sueños y frente a las adversidades ser fuerte y seguir adelante; a mis hermanos Jefferson y Matías, por ser mi inspiración el motivo por el cual las madrugadas y los días sin dormir no importaban con tal de lograr llegar a la meta.

Dedico también a mi abuelito Pedro Pablo que aunque no esté conmigo sé que de donde quiera que este está muy orgulloso de mí y que su sueño ahora lo hemos cumplido.

Mayra Elizabeth Comina Tubón

AGRADECIMIENTO

Debo agradecer a todas esas personas que con su apoyo lograron posible este trabajo, mi familia entera, a los buenos amigos que he hecho en el transcurso de la carrera: Cesar, Delio, Eduardo, Alejandra quienes con los altibajos respectivos de una amena amistad llenaron de alegría el transcurso de la carrera, sus consejos y apoyo en los buenos momentos son los que siempre estarán grabados en mi memoria

Agradezco a mi compañera de tesis Mayra Comina y a toda su familia que supieron brindarme palabras de aliento, de apoyo y de empuje para llevar con éxito este trabajo. De una manera cordial también agradezco al centro protésico Ecuador, y centro protésico Proteus, quienes con sus consejos y experiencia se logró tener un prototipo de grandes características.

Agradezco también a Diego Hernandez, quien participó con nosotros durante todo el desarrollo del trabajo de titulación; sus consejos, experiencia y forma de afrontar la vida nos dio el impulso necesario para poder realizar este trabajo con el fin de obtener un prototipo funcional y que permita seguir ahondando en el tema de desarrollo de prótesis.

Xavier Alcívar Bravo Quinatoa

AGRADECIMIENTO

Agradezco mucho a las personas quienes han sido parte fundamental de mi vida, mi familia, quienes dieron una palabra de aliento y me motivaron a conseguir este logro.

Agradezco a mi compañero de tesis Xavier Bravo por ser una persona paciente y enseñarme que siempre hay que tener sueños muy muy grandes.

Gracias a mis profesores quienes ayudaron a perfeccionar mi conocimiento y permitirme entender el porqué de las cosas y ser capaz de mejorarlo.

Muchas gracias a mis compañeros de la carrera por hacer que cada día en la universidad sea una experiencia llena de risas y ocurrencias, gracias por todo.

Mayra Elizabeth Comina Tubón

ÍNDICE DE CONTENIDO

CERTIFICADO DEL DIRECTOR DE TESIS	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	ii
AUTORIZACIÓN	iv
DEDICATORIA	v
DEDICATORIA	vi
AGRADECIMIENTO	vii
AGRADECIMIENTO	viii
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	ix
ÍNDICE DE TABLAS	xiii
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xv
RESUMEN	xviii
ABSTRACT.....	xix
CAPITULO I	1
1. GENERALIDADES	1
1.1 Antecedentes	1
1.2 Definición del problema	2
1.3 Justificación e importancia	3
1.4 Alcance	4
1.4.1 Componentes mecánicos	4
1.4.2 Componentes electrónicos/ eléctricos	5
1.5 Objetivos	10
1.5.1 Objetivo General	10
1.5.2 Objetivos Específicos	10
1.6 Descripción general del proyecto	11
1.6.1 Componentes mecánicos	12
1.6.2 Componentes electrónicos	14
CAPITULO II.....	18
2. ESTADO DEL ARTE.....	18
2.1 Estética y ergonomía en prótesis	18
2.1.1 Historia de la prótesis	18
2.1.2 Desarrollo de prótesis para amputación transfemoral en Ecuador	21

2.1.3	Tipos de prótesis de miembro inferior	22
2.2	Partes de una prótesis transfemoral.....	23
2.2.1	Socket.....	24
2.2.2	Rodilla.....	25
2.2.3	Pie	29
CAPÍTULO III.....		32
3.	DISEÑO MECATRÓNICO	32
3.1	Visión del proyecto	32
3.2	Misión del proyecto	32
3.3	Identificación de las necesidades del paciente	33
3.3.1	Recopilación de información e interpretación de las necesidades.....	33
3.3.2	Interpretación de la información recopilada	33
3.3.3	Dar importancia relativa a las necesidades	34
3.4	Elaborar lista de métricas.....	35
3.4.1	Matriz QFD	35
3.4.2	Análisis de resultados de la matriz QFD.....	39
3.4.3	Diagrama de Pareto	40
3.4.4	Diseño	42
3.4.5	Conclusiones del listado de métricas	46
3.4.6	Recolectar información de comparaciones con la competencia	47
3.5	Generación de conceptos.....	48
3.5.1	Aclarar el problema	48
3.5.2	Explorar sistemáticamente.....	48
3.6	Conceptos generados.....	50
3.7	Selección del concepto	53
3.7.1	Matriz de selección.....	53
3.7.2	Calificación y Evaluación de los conceptos.....	54
3.7.3	Evaluación de los resultados.....	55
3.8	Biomecánica de la rodilla	55
3.8.1	Cinemática de la rodilla.....	55
3.8.2	Rango de movimiento de la rodilla.....	56
3.8.3	Ciclo de marcha.....	57
3.8.4	Análisis cinemático de la marcha humana en el plano sagital	59
3.8.5	Control de la rodilla.....	66

3.9	Biomecánica del pie y el tobillo	68
3.9.1	Cinemática del pie	68
3.9.2	Cinemática del tobillo.....	69
3.10	Análisis angular de pierna sin amputación durante la marcha	70
3.11	Diseño del subsistema mecánico	74
3.11.1	Análisis dimensional de la pierna	74
3.11.2	Dimensionamiento de los motores.....	76
3.11.3	Diseño engranes	82
3.11.4	Diseño ejes	97
3.11.5	Ensayo de tracción y compresión	100
3.11.6	Modelo CAD	102
3.11.7	Análisis y simulación CAE.....	105
3.11.8	Número de ciclos hasta la falla por fatiga del vástago	112
3.11.9	Tabla de resultados	115
3.12	Diseño del subsistema electrónico	116
3.12.1	Circuito de acondicionamiento de la señal	116
3.12.2	Adquisición de datos sensores de temperatura y humedad	123
3.12.1	Resultados	123
3.12.2	Adquisición de datos señales mioeléctricas	124
3.12.3	Diseño de la batería	124
3.12.4	Diseño de la placa de circuito impreso	126
3.12.5	Análisis y simulación por computadora.....	127
3.12.6	Aplicación para teléfono móvil	129
3.12.7	Diagrama de flujo de la programación.....	133
CAPÍTULO IV		136
4.	IMPLEMENTACIÓN	136
4.1	Implementación de la prótesis (piezas y componentes mecánicos)	136
4.1.1	Moldes en PLA.....	136
4.1.2	Partes en aluminio	138
4.1.3	Manufactura de las piezas.....	142
4.1.4	Instalación de componentes	143
4.2	Implementación de los componentes electrónicos	146
4.2.1	Implementación de sensores	146
4.2.1	Instalación de baterías y controlador	147

4.2.2	Conexión de componentes	148
CAPÍTULO V		149
5.	PRUEBAS Y RESULTADOS	149
5.1	Desarrollo del protocolo de pruebas	149
5.2	Pruebas y resultados de la prótesis	155
5.2.1	Conexión de componentes de la rodilla	155
5.2.1	Conexión de componentes del pie	156
5.2.2	Peso de la prótesis	156
5.3	Pruebas y resultados de los componentes eléctricos	157
5.3.1	Prueba sensores musculares.....	157
5.3.2	Prueba de los sensores de humedad y temperatura	158
5.4	Pruebas y resultados del sistema mecatrónico en general	159
5.4.1	Alineación de banco	159
5.4.2	Alineación estática	160
5.4.3	Alineación dinámica.....	161
5.4.4	Análisis angular de la prótesis	163
	Análisis económico y financiero	167
CAPÍTULO VI		170
6.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	170
6.1	Conclusiones	170
6.2	Recomendaciones	171
BIBLIGRAFÍA		172
APÉNDICES		177
A: MANUAL DE USUARIO		177
B: PLANOS DE PARTES MECÁNICAS, SUB-ENSAMBLES, CONJUNTO		184
C: CATALOGOS EN GENERAL		185
D: OTROS NECESARIOS		186

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Número de personas con discapacidad física motora en la Provincia de Pichincha..	2
Tabla 2: Músculos del muslo con sus respectivas funciones	6
Tabla 3. Misión del proyecto.....	32
Tabla 4. Interpretación de las necesidades del cliente	33
Tabla 5: Encuesta para determinar importancia de las necesidades.....	34
Tabla 6: Organización de las necesidades en una jerarquía.....	35
Tabla 7. Características técnicas MATRIZ QFD.....	36
Tabla 8: Grado de correlación entre los requerimientos del usuario y las características	36
Tabla 9. Grado de correlación en matriz QFD	37
Tabla 10: Identificación de correlación de parámetros.....	38
Tabla 11: Valoración de los argumentos de venta.....	38
Tabla 12: Matriz despliegue de la función de la calidad aplicada	39
Tabla 13. Resultados matriz QFD	39
Tabla 14. Requerimientos de la prótesis.....	40
Tabla 15. Características técnicas de la prótesis.....	41
Tabla 16. Módulos para el diseño	42
Tabla 17: Módulo 1 (Tipo de frenado de la rodilla)	43
Tabla 18: Módulo 2 (Elección sensor de temperatura).....	43
Tabla 19: Módulo 2 (Elección sensor de humedad)	44
Tabla 20: Módulo 2 (Elección de la aplicación para el teléfono móvil)	44
Tabla 21: Módulo 2 (Elección del tipo de socket).....	44
Tabla 22: Módulo 3 (Peso y materiales a utilizar para el SOCKET).....	44
Tabla 23: Módulo 3 (Peso y materiales a utilizar para la RODILLA).....	45
Tabla 24: Módulo 3 (Peso y materiales a utilizar para el VÁSTAGO)	45
Tabla 25: Módulo 3 (Peso y materiales a utilizar para el PIE)	45
Tabla 26. Módulo 4 (Tipos de pie protésico)	46
Tabla 27: Listado de métricas	46
Tabla 28. Comparaciones prótesis comerciales.....	47
Tabla 29. Conceptos generados.....	50
Tabla 30. Sistema de calificación.....	53
Tabla 31: Alternativas para la selección de conceptos	54
Tabla 32. Análisis del tobillo en el Intervalo I	60
Tabla 33. Análisis de la rodilla en el Intervalo I.....	61
Tabla 34. Análisis de la cadera en el Intervalo I.....	62
Tabla 35. Análisis del tobillo en el Intervalo II	62
Tabla 36. Análisis de la rodilla en el Intervalo II	63
Tabla 37. Análisis de la cadera en el Intervalo II	64
Tabla 38. Análisis del tobillo en el Intervalo III.....	64
Tabla 39. Análisis de la rodilla en el Intervalo III (Gamboa, 2016)	65
Tabla 40. Análisis de la cadera en el Intervalo III	65
Tabla 41. Análisis angular del pie sin amputación durante la fase de apoyo	71
Tabla 42. Análisis angular del pie sin amputación durante la fase de balanceo.....	72

Tabla 43. Análisis angular de la pierna sin amputación	73
Tabla 44. Análisis antropométrico miembros inferiores del cuerpo humano.....	75
Tabla 45. Datos de la persona para dimensionamiento de motores	79
Tabla 46. Resultados del análisis de marcha (Escobar, 2004)	80
Tabla 47. Datos servomotor HD 6221 M	80
Tabla 48. Factor de Marín de acabado superficial.....	87
Tabla 49. Propiedades acero inoxidable 303	97
Tabla 50. Modelo CAD partes de la prótesis.....	102
Tabla 51. Mallado de las partes de la prótesis	105
Tabla 52. Tensión de Von Mises de elementos de la prótesis	106
Tabla 53. Distribución del factor de seguridad de partes de la prótesis	107
Tabla 54. Desplazamiento estático de las partes de la prótesis	109
Tabla 55. Deformación unitaria estática en elementos de la prótesis	110
Tabla 56. Esfuerzos máximos y mínimos del vástago	113
Tabla 57. Componente de la amplitud.....	113
Tabla 58. Componente de esfuerzo medio	113
Tabla 59. Factor de seguridad contra la fatiga.....	114
Tabla 60. Esfuerzo completamente invertido	114
Tabla 61. Número de ciclos a la falla	115
Tabla 62. Resultados análisis CAE	115
Tabla 63. Factor de seguridad para flexión y desgaste de engranes.....	116
Tabla 64. Factor de seguridad para fatiga y número de ciclos del eje y vástago.....	116
Tabla 65. Datos sensor humedad.....	120
Tabla 66. Mediciones de los circuitos de acondicionamiento sensor NTC 103	123
Tabla 67. Error circuito de acondicionamiento sensor humedad HR 202L	123
Tabla 68. Análisis de ciclo de marcha de la pierna sin amputación.....	149
Tabla 69. Prueba de los componentes mecánicos	150
Tabla 70. Prueba de sensores musculares - músculos cuádriceps y femoral.....	151
Tabla 71. Prueba de sensores musculares - músculos recto anterior.....	152
Tabla 72. Prueba final del sistema mecatrónico	153
Tabla 73. Análisis de ciclo de marcha prótesis.....	154
Tabla 74. Análisis angular de la prótesis durante la fase de balanceo	165
Tabla 75. Comparación de ángulos de la pierna sin amputación y la prótesis	166
Tabla 76. Costo materia prima	167
Tabla 77. Costo Herramientas y materiales	167
Tabla 78. Costo de Equipos.....	168
Tabla 79. Costo de Mano de Obra.....	168
Tabla 80. Costo Total.....	169
Tabla 81. Factor de forma de Lewis.....	186
Tabla 82. Constantes empíricas A,B,C.....	187
Tabla 83. Coeficiente elástico Cp.....	188

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Alcance-Componentes mecánicos.....	5
Figura 2. Proceso de obtención de señales mioeléctricas	6
Figura 3: Ubicación músculo Bíceps crural.....	7
Figura 4: Ubicación músculo recto anterior	7
Figura 5: Ubicación músculo tensor fascia lata	7
Figura 6: Puntos motores	8
Figura 7. Acondicionamiento de la señal de temperatura y humedad.....	9
Figura 8. Descripción del proyecto - Componentes mecánicos	12
Figura 9. Descripción del proyecto – Componentes electrónicos.....	15
Figura 10. Prótesis por debajo de la rodilla	19
Figura 11. Pierna de Parmalee.....	20
Figura 12. Pierna de Vanderbilt	20
Figura 13. Diseño y modelado virtual de un mecanismo Policéntrico.....	21
Figura 14. Diseño CAD rodilla	22
Figura 15. Diseño CAD pie.....	22
Figura 16. Tipos de prótesis de miembro inferior	23
Figura 17. Socket automático	24
Figura 18. Socket mediante aire negativo	25
Figura 19. Rodilla modular 3R20 Otto Bock Habermann	26
Figura 20. Rodilla de eje simple.....	27
Figura 21. Rodilla Policéntrico	27
Figura 22 CAD rodilla policéntrica.....	28
Figura 23 Componentes de rodilla robótica	29
Figura 24 Diseño del mecanismo de 4 DOF.....	30
Figura 25 Análisis estático a cargas Pie Protésico.....	30
Figura 26 Diseño CAD de prótesis de pie y tobillo con actuadores en paralelo	31
Figura 27 Prótesis robótica de pie y rodilla	31
Figura 28. Diagrama de Pareto de los requerimientos de la prótesis	41
Figura 29: Diagrama de pareto de las características técnicas	42
Figura 30. Árbol de clasificación del Actuador de rodilla.....	49
Figura 31. Árbol de clasificación de la activación del actuador de la rodilla.....	49
Figura 32. Árbol de clasificación de la pierna protésica.....	50
Figura 33. Representación de los 6 grados de libertad de movimiento de la rodilla	56
Figura 34. Rango de movimiento de la articulación tibiofemoral en el plano sagital	56
Figura 35. Representación de las principales componentes de la marcha.....	57
Figura 36. Estructura temporal del Ciclo de la Marcha Humana.....	58
Figura 37. Representación plano frontal, sagital, y transversal del cuerpo humano	59
Figura 38. Intervalos de movimiento del análisis cinemático de la marcha humana	60
Figura 39. Estudio cinemático del tobillo en el Intervalo I de la marcha.....	61
Figura 40. Estudio cinemático de la rodilla en el Intervalo I de la marcha	61
Figura 41. Estudio cinemático de la cadera en el Intervalo I de la marcha	62
Figura 42. Estudio cinemático del tobillo en el Intervalo II de la marcha	63

Figura 43. Estudio cinemático de la rodilla en el Intervalo II de la marcha.....	63
Figura 44. Estudio cinemático de la cadera en el Intervalo II de la marcha.....	64
Figura 45. Estudio cinemático de las articulaciones en el intervalo III de la marcha	65
Figura 46. Mecanismo de fricción constante	66
Figura 47. Mecanismo de fricción rodilla variable	67
Figura 48. Freno de fricción de apoyo.....	68
Figura 49. Movimiento del pie alrededor de los tres ejes	69
Figura 50. Rango de movimiento de la articulación del tobillo en el plano sagital	70
Figura 51. Análisis angular de la pierna sin amputación	73
Figura 52. Análisis antropométrico de los miembros inferiores	74
Figura 53. Medición de la altura de la pierna del paciente	75
Figura 54. Medición longitud del pie del paciente	76
Figura 55. Cargas presentes en el reposo de la pierna humana.....	77
Figura 56. Cargas presentes en el desplazamiento de la pierna humana.....	78
Figura 57. Modelo de la pierna en el plano sagital durante el ciclo de marcha.....	81
Figura 58. Contacto entre engranes	82
Figura 59. Distribución de fuerzas en el diente del engrane	86
Figura 60. Esfuerzos y dimensiones del diente de engrane	88
Figura 61. Dimensiones eje de la rodilla	97
Figura 62. Probeta en máquina de ensayos universales para ensayo de tracción	101
Figura 63. Probeta en máquina de ensayos universales para ensayo de compresión	101
Figura 64. Ensamble CAD prototipo pierna	104
Figura 65. Propiedades físicas ensamble	104
Figura 66. Esfuerzo de Von Mises máximo y mínimo del vástago en el primer caso	112
Figura 67. Esfuerzo de Von Mises máximo y mínimo del vástago en el segundo caso	112
Figura 68. Circuito de acondicionamiento-Divisor de voltaje	118
Figura 69. Circuito de acondicionamiento-Puente de Wheatstone	118
Figura 70. Circuito de acondicionamiento-Amplificador operacional.....	119
Figura 71. Voltaje vs Humedad en sensor de humedad.....	122
Figura 72. Desarrollo de los músculos recto anterior y vasto externo de la pierna	124
Figura 73. Diseño de la placa de circuito impreso.....	127
Figura 74. Esquema general de Navegación.....	130
Figura 75. Diagrama de flujo de la programación en el microcontrolador	134
Figura 76. Diagrama de flujo de la programación en la aplicación para teléfono móvil.....	135
Figura 77. Molde de la rodilla en PLA.....	136
Figura 78. Molde en PLA del vástago.....	137
Figura 79. Molde en PLA del tobillo.....	137
Figura 80. Molde en PLA del pie	138
Figura 81. Piezas en aluminio del vástago	139
Figura 82. Tobillo en aluminio fundido	139
Figura 83. Pie en aluminio	140
Figura 84. Vástago con acabados finales.....	141
Figura 85. Molde para la rodilla	141
Figura 86. Tobillo con acabados finales	141
Figura 87. Pie con acabados finales	142

Figura 88. Manufactura ejes.....	142
Figura 89. Manufactura engranes.....	143
Figura 90. Manufactura acoples tobillo.....	143
Figura 91. Ensamble pie - tobillo.....	144
Figura 92. Ensamble rodilla - vástago.....	144
Figura 93. Ensamble en PLA.....	145
Figura 94. Ensamble en aluminio.....	145
Figura 95. Ensamble final con acabados.....	146
Figura 96. Implementación de sensores.....	146
Figura 97. Batería para funcionamiento de servomotores.....	147
Figura 98. Batería para funcionamiento de señales mioeléctricas.....	147
Figura 99. Controlador y módulo bluetooth.....	147
Figura 100. Sistema mecatrónico protésico.....	148
Figura 101. Ensamble rodilla – vástago.....	156
Figura 102. Conexión componentes del pie.....	156
Figura 103. Peso de la prótesis.....	157
Figura 104. Medición señales mioeléctricas en el músculo vasto externo.....	157
Figura 105. Medición señales mioeléctricas en el músculo recto anterior.....	158
Figura 106. Resultado del monitoreo de temperatura y humedad.....	159
Figura 107. Línea de carga por debajo del eje.....	160
Figura 108. Paciente en bipedestación.....	161
Figura 109. Extensión de la prótesis.....	162
Figura 110. Flexión de la prótesis.....	163
Figura 111. Análisis angular de la prótesis.....	166
Figura 112. Manual de usuario-conexión bluetooth.....	177
Figura 113. Manual de usuario emparejamiento de dispositivo bluetooth.....	177
Figura 114. Manual de usuario- Asociar a dispositivo bluetooth.....	178
Figura 115. Manual del usuario-Seguridad teléfono.....	178
Figura 116. Manual de usuario-Aplicación en el teléfono.....	179
Figura 117. Manual de usuario-Instalación de aplicación.....	179
Figura 118. Manual del usuario-Abrir aplicación.....	180
Figura 119. Pantalla de bienvenida.....	180
Figura 120. Pantalla de Menú.....	181
Figura 121. Pantalla de Ayuda.....	181
Figura 122. Pantalla de funcionamiento.....	182
Figura 123. Pantalla de control.....	182
Figura 124. Selección dispositivo bluetooth.....	183
Figura 125. Esquema sensor muscular.....	185
Figura 126. Especificaciones sensor NTC.....	185
Figura 127. Especificaciones sensor humedad.....	186
Figura 128: Sensibilidad a la muesca de aceros sometidos a flexión inversa.....	187
Figura 129. Factor de ciclos de esfuerzos de resistencia a la picadura.....	189
Figura 130. Factores geométricos J de engranes rectos.....	189
Figura 131. Eje redondo con filete en el hombro en flexión.....	190
Figura 132. Fracción de resistencia a la fatiga.....	190

RESUMEN

Se diseñó e implementó una prótesis para amputación transfemoral con monitoreo de temperatura y humedad mediante aplicación celular. El proyecto consta de una parte mecánica en la que se realizó el diseño e implementación de la rodilla en donde se incorporó un freno mecánico mediante un servomotor. Además, se diseñó e implementó un pie de articulación simple que permite regular los ángulos con el que se mueve mejorando la estabilidad al caminar. En la parte electrónica, la prótesis se activa mediante señales mioeléctricas obtenidas a través del músculo recto anterior del muñón de la pierna amputada. Dichas señales permiten iniciar el movimiento regulado por los servomotores ubicados en la rodilla y en el talón cuando existe una diferencia de potencial al contraer el músculo. La prótesis también cuenta con un sistema de monitoreo constante de parámetros fisiológicos de temperatura y humedad, los cuales son presentados en una aplicación para teléfono móvil. La finalidad de este monitoreo es de alertar al paciente si se sobrepasa los 37 °C de temperatura y 70 % de humedad dentro del socket. En caso de darse el paciente puede tomar las medidas correspondientes previniendo posibles alteraciones en el miembro residual que puedan ablandar la piel y deteriorarla. Los resultados obtenidos muestran una diferencia angular en el análisis de ciclo de marcha a la prótesis como a la pierna del paciente menor al 5%. El peso final de la prótesis fue de 2.5kg, peso que acorde a las indicaciones del protesista asesor está dentro del rango adecuado.

PALABRAS CLAVES:

- **PRÓTESIS**
- **TRANSFEMORAL**
- **FISIOLÓGICOS**
- **MIOELÉCTRICAS**
- **SOCKET**

ABSTRACT

A transfemoral amputation prosthesis was designed and implemented with temperature and humidity monitoring by cellular application. The project consists of a mechanical part in which the design and implementation of the knee was carried out where a mechanical brake was incorporated by means of a servomotor. In addition, a simple articulation foot was designed and implemented that allows to regulate the angles with which it moves, improving stability when walking. In the electronic part, the prosthesis is activated by myoelectric signals obtained through the anterior rectus muscle of the amputated leg stump. These signals allow the start of the movement regulated by the servomotors located in the knee and in the heel when there is a potential difference when contracting the muscle. The prosthesis also has a system of constant monitoring of physiological parameters of temperature and humidity, which are presented in a mobile phone application. The purpose of this monitoring is to alert the patient if the temperature exceeds 37 ° C and 70% humidity inside the socket. In case of the patient can take the corresponding measures preventing possible alterations in the residual limb that can soften the skin and deteriorate it. The obtained results show an angular difference in the analysis of gait cycle to the prosthesis as to the leg of the patient less than 5%. The final weight of the prosthesis was 2.5 kg, weight that according to the indications of the prosthodontist is within the appropriate range.

KEY WORDS:

- **PROSTHESIS**
- **TRANSFEMORAL**
- **PHYSIOLOGICAL**
- **MYOELECTRIC**
- **SOCKET**

CAPITULO I

1. GENERALIDADES

En este capítulo se presenta la necesidad de mejora del prototipo de pierna para amputación transfemoral en el que se da a conocer la justificación e importancia de la realización del proyecto y se concluye con los detalles de los componentes que se pretenden utilizar en el desarrollo del prototipo de prótesis.

1.1 Antecedentes

El Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica (DECEM) de la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE ha desarrollado varios proyectos de carácter social orientados a mejorar la calidad de vida de personas que carecen o han perdido alguna de sus extremidades. Algunos de estos proyectos de inclusión social que desarrolla el Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica son: “Diseño y construcción de un sistema de rehabilitación pasivo para la rodilla”, “Diseño y construcción de un prototipo automático para rehabilitación pasiva de lesión por esguince de tobillo, entre otros. (Mecatrónica, s.f.)

En la Escuela Superior Politécnica del Litoral (Castro, 2012) en la Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la producción, se llevó a cabo un proyecto de tesis de grado de título “Diseño y Modelado Virtual del Mecanismo Policéntrico de una Prótesis de Rodilla” en la que analizan el modelo de desarrollo de una rodilla artificial mediante software, centrándose en el estudio de la biomecánica de la rodilla para la elaboración de prótesis de esta articulación que se usan para mejorar la calidad de vida en pacientes con amputaciones creando un antecedente en la elaboración y estudio de prótesis para futuras investigaciones.

La Universidad de las Fuerzas Armadas, en el Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica con el afán de seguir la línea de investigación en tanto a la elaboración y construcción de prótesis, se desarrolló un proyecto de grado de título

“Desarrollo de un prototipo de prótesis transfemoral” (López & Barros, 2016) elaborado por los Ingenieros Paul López, y Cristian Barros. En base a las pruebas, verificación, recomendaciones expresadas por el médico asesor y los ingenieros se plantea la necesidad de realizar la segunda versión de esta prótesis mejorando la funcionalidad e intentando disminuir los costos de fabricación para que las personas de escasos recursos económicos puedan acceder a ella.

1.2 Definición del problema

El proyecto a desarrollar esta dirigido hacia las personas que sufren de una amputación transfemoral, con el fin de que el prototipo permita al usuario disponer de comodidad y facilidad en el uso del mismo.

A continuación en la Tabla 1 se muestran algunos detalles sobre el número aproximado de personas que sufren de discapacidad física – motora (amputaciones y parálisis) (INEC, 2013), en la Provincia de Pichincha.

Tabla 1:
Número de personas con discapacidad física motora en la Provincia de Pichincha

TOTAL PROVINCIA PICHINCHA				
Total	ÁREA	DISCAPACIDAD FÍSICA-MOTORA		
		Si	Se ignora	Total
	URBANO	34.213	8.811	43.024
	RURAL	17.522	4.252	21.774
	Total	51.735	13.063	64.798

Fuente. (INEC, 2013)

Como se puede observar en la Tabla 1, el número de total de personas que padecen de discapacidad física motora es de 64798, representando el 2.51 % del total de la población de Pichincha que es de 2388817 (GobiernoPichincha, 2015), es por ello que el impacto social del proyecto al ser una prótesis funcional y económica, sería altamente beneficioso.

1.3 Justificación e importancia

Ecuador es uno de los referentes en la región, por el gran trabajo que han realizado distintas fundaciones que buscan ayudar a personas con diferentes afectaciones en su salud, siendo una de las principales la fundación “Manuela Espejo” inaugurada por el Ex Vicepresidente Lenin Moreno en el Hospital Abel Gilbert Pontón, en octubre del 2012. Dicho programa tiene la capacidad de cubrir las necesidades de prótesis hasta el año 2013, produciendo aproximadamente 300 prótesis por mes. Para el programa mencionado, el gobierno del Ecuador ha invertido más de 4 millones de dólares en la instalación de las plantas de fabricación (Vicepresidencia , 2012), sin embargo el precio final de estas prótesis sigue siendo elevado, lo que dificulta que las personas de escasos recursos económicos puedan acceder a ellas.

En la provincia de Pichincha existen alrededor de 600 personas con necesidades prostéticas, las cuales no cuentan con el dinero necesario para afrontar el gasto que requiere una prótesis comercial, por lo que realizar prótesis de bajo costo se ha convertido en una necesidad inminente para la sociedad. (Vicepresidencia, 2012)

Con los avances de ciencia y tecnología para la elaboración de prótesis realizados dentro y fuera de nuestra universidad, se puede seguir dando pasos en busca de mejorar el confort y funcionamiento que una prótesis puede ofrecer a las personas que después de diferentes sucesos se ven en la necesidad de utilizar una prótesis que le devuelva un movimiento cómodo y natural.

Las causas más frecuentes por las que se producen amputaciones de miembros inferiores son: accidentes industriales, accidentes de tránsito, y diabetes mellitus. Después de realizarse una amputación la persona afectada sufre una pérdida de sensibilidad y el miembro residual se somete a condiciones mecánicas y térmicas anormales debido al contacto entre el socket y la piel. Esto puede afectar el tejido humano por un aumento desmedido de tensión, fricción o calor. Además, debido al aumento de temperatura la piel produce transpiración, que no puede evaporarse debido al estar en contacto con el socket de la prótesis y al ser un elemento sin ventilación alguna el aumento de temperatura y humedad ablanda la piel y deteriora su integridad

normal (maceración), por lo que es necesario conservar un monitoreo constante tanto de temperatura como de humedad para mantener en buen estado la prótesis. (Alós, 2008)

Durante el uso de la prótesis desarrollada en el proyecto de grado con el título “Diseño de un prototipo de prótesis transfemoral” (López & Barros, 2016), se puede notar que dicha prótesis no tiene la suficiente estabilidad debido a que el talón y el pie están formados por dos partes individuales, otro de los inconvenientes es no disponer de un monitoreo de algunos de los parámetros importantes para que el uso de la prótesis sea de mayor confort. Es por eso que se plantea la posibilidad de realizar la segunda versión de esta prótesis para dar mayor comodidad en el uso de esta.

Con la elaboración del proyecto de titulación “Rediseño y mejora de un prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral (arriba de la rodilla) con monitoreo de temperatura y humedad mediante aplicación para teléfonos móviles” se plantea la posibilidad de que el Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica haga una transferencia de tecnología a fin de conseguir que las plantas de fabricación (Vicepresidencia, 2012) mencionadas puedan hacer producción en masa de la prótesis a desarrollar y ayudar a que las personas de escasos recursos económicos puedan acceder a ellas con mayor facilidad.

1.4 Alcance

Se plantea la posibilidad de realizar la segunda versión de la prótesis desarrollada en el proyecto de grado con el título: “Diseño de un prototipo de prótesis transfemoral” (López & Barros, 2016), para dar mayor comodidad en su uso, agregando un sistema de frenado mecánico en la rodilla artificial para permitir emular el movimiento natural de una pierna, el rediseño del pie para la prótesis y el monitoreo de temperatura y humedad mediante una aplicación disponible para teléfonos móviles, de manera que se pueda mantener informado al paciente sobre el estado en el que se encuentra el miembro residual y así evitar afectaciones en la salud del mismo.

1.4.1 Componentes mecánicos

En la Figura 1 se puede observar el Alcance del proyecto referente a los componentes mecánicos a mejorar.



Figura 1. Alcance-Componentes mecánicos

- **Mecanismo de rodilla**

Se realizará un nuevo diseño de la prótesis de rodilla que permita emular el movimiento de una pierna humana mediante la implementación de un actuador comandado por un microcontrolador que a su vez interpretará las señales de los sensores de temperatura, humedad y señales mioeléctricas.

- **Mecanismo de tobillo**

Para emular de mejor manera el movimiento el ciclo de marcha de una pierna humana, se implementará un actuador comandado por un microcontrolador, el actuador permitirá dar una asistencia al momento de realizar la marcha el paciente dando mayor comodidad de uso de la prótesis.

1.4.2 Componentes electrónicos/ eléctricos

En la Figura 2 se observa los diferentes componentes del sistema electrónico de la prótesis.

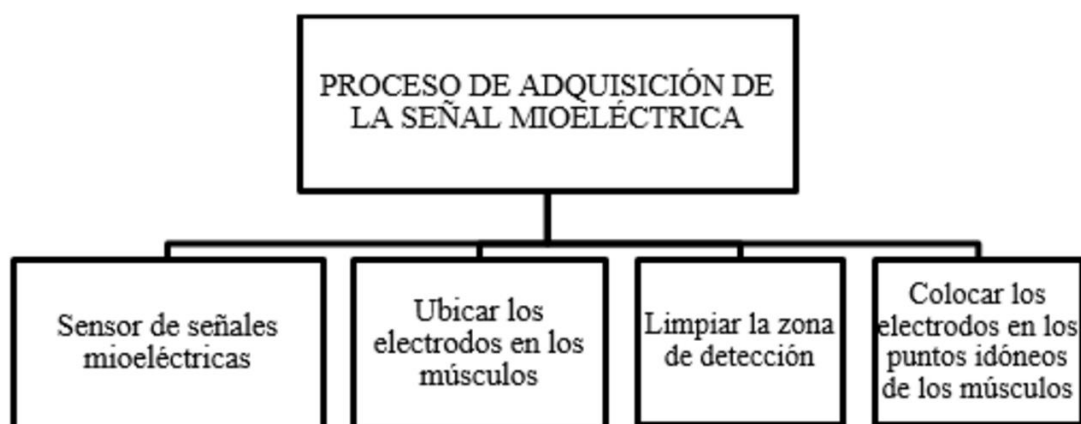


Figura 2. Proceso de obtención de señales mioeléctricas

Sensor para detección de señales mioeléctricas

Para detectar las señales producto de la contracción muscular se utilizarán electrodos superficiales de fácil adhesión al cuerpo, las señales obtenidas por estos sensores serán interpretadas por el microcontrolador que activará el movimiento de la prótesis.

Adquisición de señales mioeléctricas

Considerando los siguientes músculos con sus respectivas funciones mostradas en la Tabla 2. Se ubicarán los electrodos en el músculo Recto anterior responsable de la extensión de la pierna

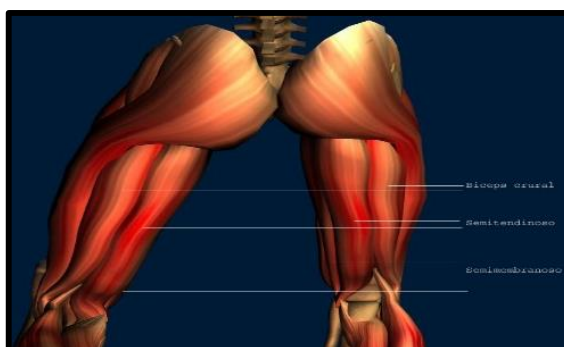
Tabla 2:

Músculos del muslo con sus respectivas funciones

Músculo	Función
Recto anterior	Extiende la pierna
Bíceps crural	Flexiona la pierna sobre el muslo, a la vez que rota aquella hacia afuera, la porción larga extiende el muslo sobre la pelvis.
Tensor de la fascia lata	Abduce y rota medialmente al muslo, inclina la pelvis.

Fuente. (Casal, 2010)

Figura 3: Ubicación
crural



músculo Bíceps

Fuente. (Casal, 2010)



Figura 4: Ubicación músculo recto anterior

Fuente. (Casal, 2010)

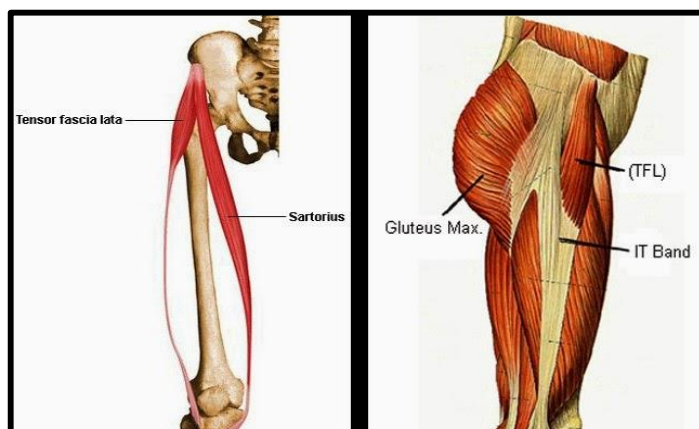


Figura 5: Ubicación músculo tensor fascia lata

Fuente. (Casal, 2010)

1. La zona de detección debe estar limpia en su totalidad para evitar la alteración de las medidas obtenidas.
2. Colocar los electrodos basados en la normatividad de SENIAM (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles por sus siglas en inglés) Dicha normativa determina los puntos idóneos para obtener mejores biopotenciales que brindan una efectiva adquisición de la señal mioeléctrica ver Figura 6.

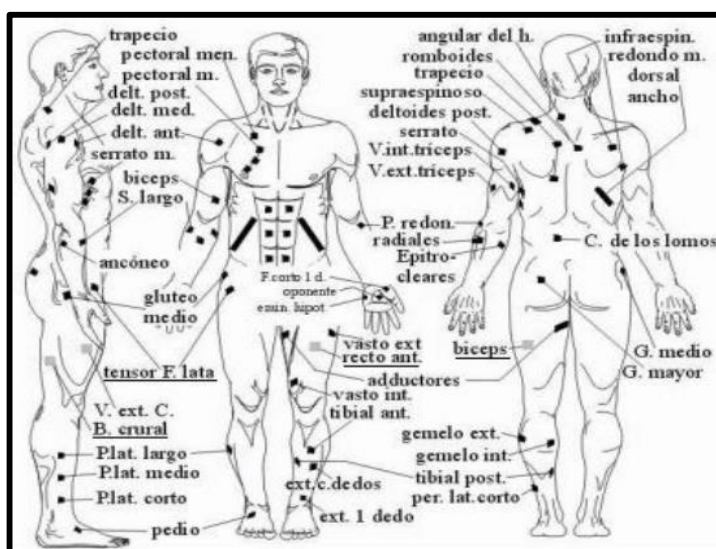


Figura 6: Puntos motores

Fuente. (Andrade & Paz, 2013)

Para captar las señales de los sensores musculares que el microcontrolador interpretará para la activación o desactivación del actuador de la rodilla, se usarán las etapas de pre-amplificación, amplificación y filtrado incluidas una tarjeta de adquisición de señales Mioeléctricas.

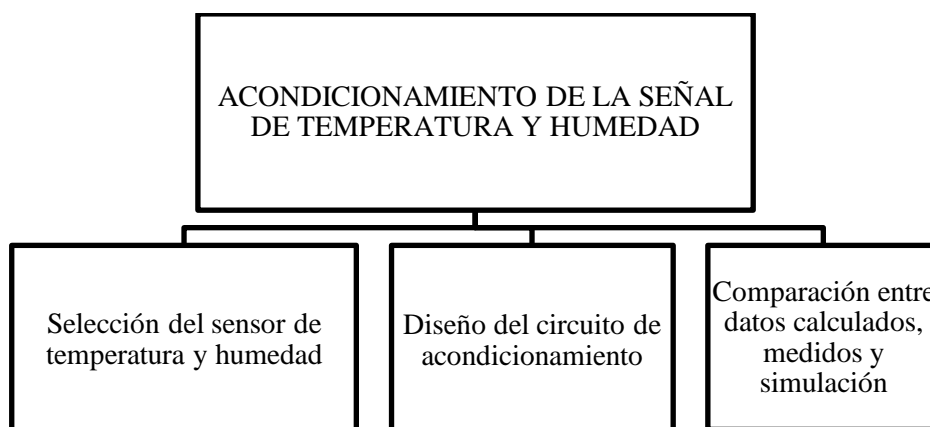


Figura 7. Acondicionamiento de la señal de temperatura y humedad

- **Acondicionamiento de la señal de temperatura y humedad**

Para el acondicionamiento de las señales se utilizará diferentes etapas ya sean amplificación, filtrado, entre otros; que permitirá al microcontrolador interpretar las señales obtenidas de los diferentes sensores.

- **Sensor para detección de señales de temperatura y humedad**

Para la medición de temperatura se utilizará termistores, que son de bajo costo y de fácil acople permitiendo el monitoreo de la temperatura en el socket de la prótesis mediante la aplicación de teléfono móvil con comunicación bluetooth. El paciente podrá tomar medidas en caso de que la temperatura en el socket este fuera del rango normal de operación.

Para la medición del parámetro físico de humedad se seleccionará un sensor de tipo resistivo, en su implementación se deberá considerar la afectación que puede percibir este sensor al estar muy cercano a una fuente de sudoración y humedad excesiva, de tal manera que el paciente sepa en cualquier momento el estado del socket en cuanto a la humedad presente en el mismo y pueda tomar acciones para evitar que la humedad afecte el estado de la amputación

- **Microcontrolador**

El microcontrolador que se encargará de la interpretación de las señales provenientes de los distintos sensores y la activación de los actuadores será un microcontrolador AVR en el cuál mediante el uso de comunicación bluetooth se transferirá los datos leídos en tiempo real al celular mediante una aplicación realizada para teléfonos de software ANDROID.

- **Actuador**

El actuador puede ser un servomotor o un actuador lineal que a través de un tren de engranes moverá la articulación de la rodilla o también un actuador lineal eléctrico para lograr la contracción de los tendones al caminar.

1.5 Objetivos

1.5.1 Objetivo General

- Rediseñar y mejorar un prototipo de prótesis de pierna con amputación transfemoral mediante monitoreo de temperatura y humedad a través de una aplicación para teléfonos móviles, con sensores que permitan la adquisición de datos y de componentes mecánicos de bajo costo para personas de escasos recursos económicos

1.5.2 Objetivos Específicos

- Rediseñar el sistema de frenado mecánico en la rodilla artificial y el pie de la prótesis, a través de la unión de componentes con el fin de mejorar su confort y estabilidad de uso.
- Implementar un sistema de medición de temperatura y humedad con comunicación a teléfonos móviles, mediante la utilización de sensores y comunicación bluetooth que permitan al paciente estar consciente del estado de la prótesis durante su uso.

- Realizar una prótesis de bajo costo utilizando materiales económicos que permitan mejorar la movilidad natural de personas que han sufrido de alguna amputación transfemoral.
- Realizar la obtención de señales mioeléctricas mediante el uso de electrodos superficiales que permitan al microcontrolador gestionar la activación o desactivación del actuador situado en la rodilla artificial.

1.6 Descripción general del proyecto

El prototipo a construir estará conformado de una parte mecánica y de una parte electrónica. En la parte mecánica se realizará un nuevo diseño a la estructura de la prótesis desarrollada en el proyecto de grado con el título “Diseño de un prototipo de prótesis transfemoral” (López & Barros, 2016) en la parte electrónica se hará el monitoreo de temperatura y humedad en el miembro residual mediante aplicación para teléfonos móviles y la lectura de señales mioeléctricas para la activación del actuador en la rodilla artificial.

1.6.1 Componentes mecánicos

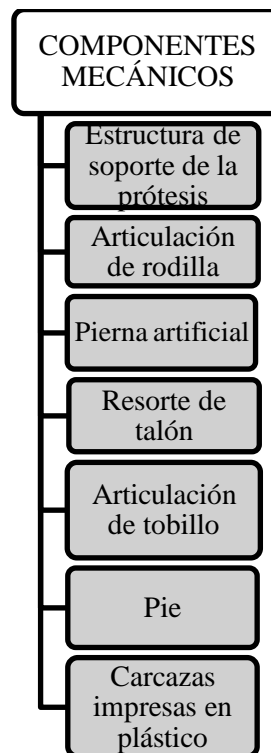


Figura 8. Descripción del proyecto - Componentes mecánicos

A continuación, se detallan los componentes mecánicos mostrados en la Figura 8.

1) Estructura de soporte de la prótesis.

La estructura de soporte es la parte que se encarga de la conexión entre la prótesis y la pierna del usuario: Cumple funciones de adhesión y anclaje con la pierna del usuario.

La fabricación de esta debe ser siempre personalizada, de acuerdo a la forma y geometría de la extremidad residual y la movilidad que presente el paciente. Un requisito primordial en la fabricación es: Estar construida de un material hipoalergénico para evitar irritación, alergias y otros problemas que puedan causar materiales extraños a la piel.

En la parte interior se implementará sensores de temperatura y humedad, con el fin de poder monitorear estos factores mediante aplicaciones para teléfonos móviles.

La parte exterior de la estructura está hecha de un material compuesto que puede ser fibra de carbono o plástico sintético, ya que debe soportar el peso del paciente, la prótesis debe acoplarse perfectamente al miembro residual por lo que se necesita un sistema de ajuste que en este caso será una correa.

Existen varios tipos estándar de estructuras de soporte, algunos se ajustan con simples correas y los más sofisticados se ajustan por medio de bombas de vacío, lo cual resulta caro para la perspectiva de este proyecto, pero se tomará en cuenta para futuros prototipos.

2) Articulación de rodilla

La articulación de rodilla, permite el enlace entre la estructura y la pierna artificial. Esta articulación permite un grado de libertad, con un movimiento muy similar al de una rodilla humana, construida de partes metálicas compatibles con el cuerpo humano. (Dra. Ledia H. Góngora Garcia, 2003)

Con el fin de asegurar un adecuado tiempo de vida de esta parte de la prótesis, el material utilizado para la fabricación de la prótesis será sometido a ensayos de tracción y compresión con el fin de realizar el diseño en base los resultados obtenidos en los anteriores ensayos mencionados.

Se le acoplará un servomotor, que permitirá el movimiento a la articulación de la rodilla en la prótesis replicando el movimiento de una pierna humana, este actuador será activado mediante la interpretación de señales mioeléctricas.

3) Pierna Artificial

La pierna artificial reemplaza a la tibia y el peroné, es un cilindro de aluminio esbelto que conecta a la articulación de la rodilla con la articulación de tobillo y soporta cargas de compresión y cargas flectoras que produce el paciente al momento de caminar e incorporarse.

Esta parte de la prótesis debe ser de un material compatible al acero ya que al combinar materiales se puede producir el fenómeno de la corrosión galvánica, en la cual un material noble corroe al material menos noble. En este caso se ha optado por usar aluminio ya que es un material compatible con el acero al carbono, además es liviano, lo cual mejora la eficiencia de la pierna que, al no ser tan pesada, será también más cómoda para el usuario.

4) Articulación de Tobillo

Esta parte es una unión de un grado de libertad que consta de dos piezas de aluminio unidas por un pasador que permiten el movimiento del tobillo, además la articulación tiene incorporado un actuador que emulará el moviendo de los tendones del talón, consiguiendo un caminado natural y amortiguado.

5) Pie

El pie se encarga del área de contacto, de la prótesis a diseñar este soporta las cargas de fuerzas normales resultado del peso del usuario. Forma a ser un solo cuerpo con el talón con el fin de obtener un mejor equilibrio durante el caminar.

1.6.2 Componentes electrónicos

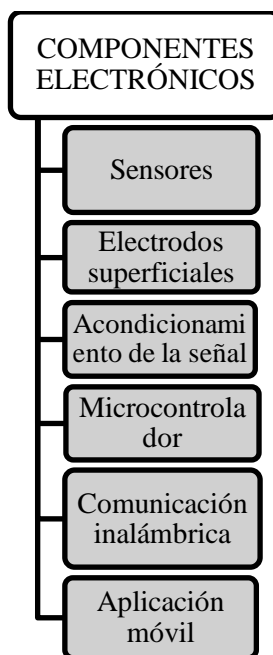


Figura 9. Descripción del proyecto – Componentes electrónicos

A continuación, se detallan los elementos a utilizar en la parte electrónica mostrados en la Figura 9.

1) Sensores

Se utilizarán criterios básicos para la selección y ubicación de los sensores considerando parámetros como:

- Condiciones del medio ambiente en el que se utilizarán los sensores como temperatura ambiente, humedad, presión, entre otros.
- Margen de medida del sensor
- Exactitud, y precisión adecuada
- Resolución
- Estabilidad y linealidad del sensor
- Tiempo de respuesta
- Tamaño físico del sensor
- Situación en caso de fallo
- Costo de adquisición

- Costo de sustitución
- Otros

2) Electrodo superficial.

Los electrodos superficiales son sensores que permiten la realización de electromiografías, estos electrodos son colocados sobre la piel permitiendo la obtención de los potenciales generados por la contracción muscular, estos electrodos son principalmente superficies de metal que entran en contacto con la piel que cubre el musculo del cual se van a obtener las señales mioeléctricas. La conductividad de la piel es producida por las soluciones electrolíticas que la componen, estas soluciones realizan el paso de corriente mediante el transporte de iones, mientras que en el metal la corriente se produce por el paso de electrones, en consecuencia la interfaz electrodo piel es en sí muy ruidosa (Roberto, 2004).

La electromiografía se basa en el estudio de potenciales eléctricos generados por los músculos durante el movimiento, estos potenciales serán captados mediante el uso de electrodos superficiales. La señal obtenida de la electromiografía permitirá la activación del actuador situado en la rodilla artificial y junto al monitoreo de temperatura y humedad en el socket de la prótesis se resguardará al usuario de heridas superficiales en el miembro residual y generando una mayor estabilidad y confort de uso de la prótesis a desarrollar.

3) Acondicionamiento de la señal

Una vez seleccionado el sensor se utilizará la señal de salida del mismo para la siguiente etapa de operación, para el acondicionamiento de la señal se implementará una tarjeta de adquisición de señales mioeléctricas que en su interior cuenta con las etapas de filtrado y amplificación de señales mioeléctricas.

4) Microcontrolador

Un microcontrolador AVR se encargará de leer, interpretar las señales provenientes de los distintos sensores y la activación de los actuadores, con el uso de comunicación bluetooth se transferirá los datos en tiempo real al celular mediante una aplicación realizada para teléfonos de software ANDROID.

5) Comunicación inalámbrica

La comunicación inalámbrica bluetooth es muy importante ya que por medio de ella se transmiten los datos entre el teléfono móvil y el socket, para llevar a cabo el monitoreo entre estos dos dispositivos se debe tomar en cuenta puntos importantes como: la distancia que existe entre los dispositivos, el tamaño del módulo de comunicación para que pueda implementarse en el sistema de prótesis y además que sea compatible con cualquier teléfono móvil.

6) Aplicación móvil (monitoreo)

En la aplicación móvil de monitoreo (AppMonitor) se busca cubrir algunos de los factores que pueden causar daños en la piel de una persona amputada, enlistando las siguientes necesidades identificadas

- AppMonitor trabaje en un segundo plano en el teléfono.
- AppMonitor avise cuando sobrepase cierta temperatura y humedad dentro del socket
- AppMonitor registre las variaciones dentro del socket.
- El sistema de sensado debe hacer su trabajo en tiempo real.

CAPITULO II

2. ESTADO DEL ARTE

En el capítulo del estado del arte se analiza el amplio contenido bibliográfico acerca de las nuevas tecnología aplicadas en la implementación de prótesis de pierna, se hace un recuento de la historia de la prótesis donde además se detalla los trabajos realizados en el Ecuador, los diferentes estudios e investigaciones realizadas por diferentes Universidades y especialistas en el tema, así como también se describe cada uno de los elementos protésicos importantes para el desarrollo del proyecto.

2.1 Estética y ergonomía en prótesis

Según la Real Academia Española la palabra “prótesis” es el procedimiento mediante el cual se repara artificialmente la falta de un órgano o parte de él; o como el aparato o dispositivo destinado a esta reparación. (Real Academia Española, 2016)

Entendiendo así que el objetivo principal de una prótesis es sustituir una parte del cuerpo que haya sido perdida por una amputación o que no exista y que cumpla con las mismas funciones que la parte faltante, deben ser adaptadas al usuario según sus necesidades.

2.1.1 Historia de la prótesis

En largo y complejo camino hacia la prótesis computarizada, las prótesis de pierna han estado en constante evolución, perfeccionándose desde la cultura egipcia que fueron los primeros en implementar prótesis para dar la sensación de “completitud” antes que por la función en sí. En artículo titulado “Un breve recorrido por la historia de la protésica” Elaborado por Kim Norton, se detalla los cambios que ha sufrido las prótesis desde sus primeros modelos. Ver Figura 10. (Norton, 2007)

En la Figura 10 se puede apreciar la primera prótesis por debajo de la rodilla según Kim Norton.



Figura 10. Prótesis por debajo de la rodilla

Fuente. (Norton, 2007)

Sin embargo, según un estudio realizado por Marissa Fernández quien en su Proyecto titulado “Caracterización del movimiento de la rodilla y diseño de un mecanismo Policéntrico”, menciona que el primer registro que se tiene sobre la amputación de un miembro inferior e implementación de una prótesis data del año 484. a.C. La primera prótesis transfemoral fue desarrollada a principio del siglo XX por James Potts. (Fernández, 2008)

A mediados del siglo XIX, Parmalee diseñó una prótesis transfemoral con terminal de succión, rodilla policéntrica y pie multiarticulado como se observa en la Figura 11. La primera rodilla hidráulica fue la llamada “Pierna Hydra-Cadence” en 1960. (Myer, 2003)

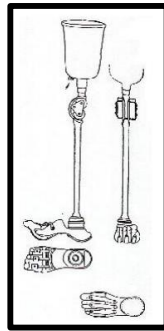


Figura 11. Pierna de Parmalee

Fuente. (Sanders, 1986)

En la actualidad se ha desarrollado por los investigadores de la Universidad de Vanderbilt una prótesis biónica revolucionaria, denominada “pierna Vanderbilt”. El proyecto de la pierna artificial lleva 7 años de desarrollo. En la Figura 12 se puede observar algunos detalles de la prótesis. (The National Institute of Biomedical Imaging , 2012)



Figura 12. Pierna de Vanderbilt

Fuente. (The National Institute of Biomedical Imaging , 2012)

Las prótesis actuales son más livianas y están hechas de manera que se puedan adaptar a la altura de cada paciente. La implementación de microprocesadores que gestionen el movimiento, permitieron que los amputados recuperen el estilo de vida emulando de mejor manera el movimiento que poseen las extremidades inferiores al que estaban acostumbrados.

2.1.2 Desarrollo de prótesis para amputación transfemoral en Ecuador

En la actualidad en Ecuador existe un gran número de la población con necesidad protésica que aún no ha sido cubierta debido al alto precio de las prótesis en las empresas que proveen alternativas protésicas.

Se ha desarrollado en la Escuela Superior Politécnica del Litoral (Castro, 2012) en la Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la producción, un proyecto de tesis de grado de título “Diseño y Modelado Virtual del Mecanismo Policéntrico de una Prótesis de Rodilla” elaborada por el ingeniero David Castro, en la que analizan el modelo de desarrollo de una rodilla artificial mediante software como se puede ver en la Figura 13 ,centrándose en el estudio de la biomecánica de la rodilla para la elaboración de prótesis de esta articulación para mejorar la calidad de vida en pacientes con amputaciones creando un antecedente en la elaboración y estudio de prótesis para futuras investigaciones.

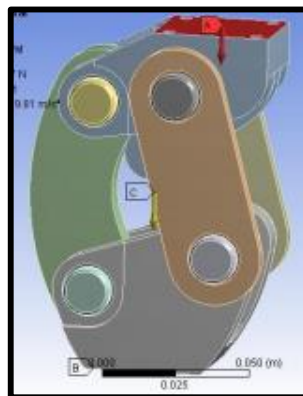


Figura 13. Diseño y modelado virtual de un mecanismo Policéntrico

Fuente. (Castro, 2012)

En la Universidad de las Fuerzas Armadas, en el Departamento de Ciencias de la Energía y Mecánica se desarrolló un proyecto de grado de título “Desarrollo de un prototipo de prótesis transfemoral” (López & Barros, 2016) elaborado por los Ingenieros Paul López, y Cristian Barros, como se puede observar en la Figura 14 se tiene el diseño CAD de la rodilla y en la Figura 15 se tiene el diseño CAD del pie.



Figura 14. Diseño CAD rodilla

Fuente. (López & Barros, 2015)



Figura 15. Diseño CAD pie

Fuente. (López & Barros, 2015)

2.1.3 Tipos de prótesis de miembro inferior

Según el artículo de la Universidad de Valencia titulado “Módulo Ortoprotésica” (Universidad de Valencia, 2012) dentro de las prótesis de miembro inferior se utiliza la clasificación de: prótesis endoesqueléticas para la desarticulación de la rodilla para amputaciones de pie, tobillo y rodilla. También para amputaciones transfemorales, pero únicamente con muñón largo capaz de soportar cargas y con los músculos mayormente intactos con una reinscripción distal.

Sin embargo, basados en el artículo “Prótesis y sus características” de Santiago Marcial se considera tres tipos principales de prótesis de miembro inferior. (Marcial, 2016)

- Según el nivel de amputación
- Según el material constitutivo
- Según las características estructurales.

Para el caso del desarrollo de este proyecto se considerará la clasificación según el nivel de amputación ya que la prótesis a desarrollar es de tipo transfemoral. A continuación, en la Figura 16 se detalla la clasificación de las prótesis de miembro inferior según el nivel de amputación.

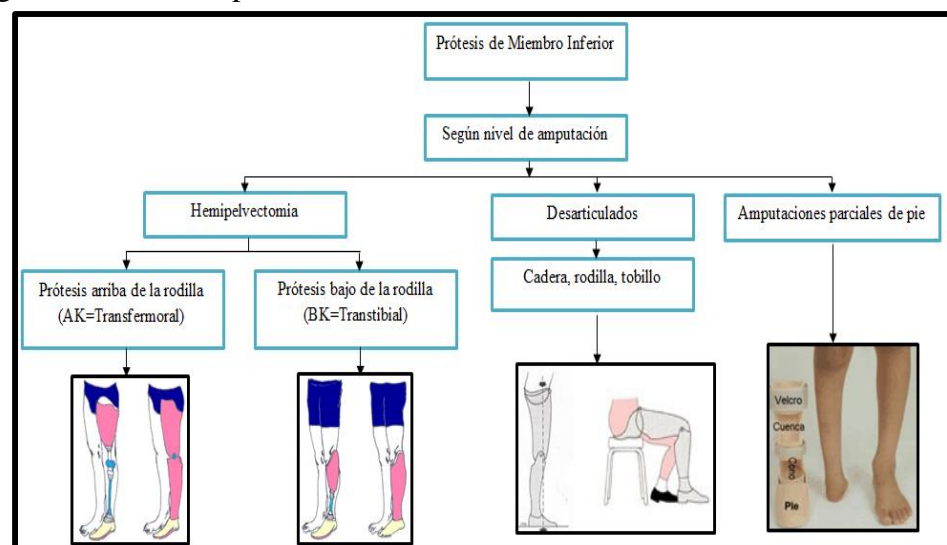


Figura 16. Tipos de prótesis de miembro inferior

2.2 Partes de una prótesis transfemoral

En el caso de la prótesis para amputación transfemoral tiene las siguientes partes principales: el socket, la rodilla, el vástago, el pie; cada una de estas partes cumple una función específica de tal manera que se puede imitar el movimiento normal de una pierna. A continuación, se detalla cada una de las partes. (Viladot)

2.2.1 Socket

Es la parte más importantes de la prótesis ya que se encuentra en contacto directo con la piel humana y permite que la prótesis se fije al cuerpo. En el diseño del socket es necesario considerar que los materiales para su fabricación no causen ningún daño a la piel humana debido a que la zona amputada es muy delicada y si no se tiene el correcto manejo pueden producirse laceraciones que alteren el miembro amputado.

Según Katherine Camelo en su trabajo de grado titulado “Construcción de un encaje o socket para prótesis de miembro inferior con amputación transfemoral”, los materiales que comúnmente se utilizan para su fabricación son resina poliéster, polipropileno, thermovac, fibra de carbono, surlyn. (Camelo, 2007)

Actualmente se está desarrollando investigaciones en tanto al desarrollo de nuevos estilos de sockets con el fin de mejorar el confort de las personas durante el uso de esta parte de anclaje; una de estas innovaciones esta detallada en el artículo de nombre “Desarrollo de un sistema de encaje automático inmediato para pierna artificial y modelado de un Socket con control Fuzzy” elaborado por Kohuei Najamura, Kazuhiko Sasaki y Kinya Fujita de la Universidad de Tokio de agricultura y tecnologías, ver Figura 17. Este Socket cuenta con un sistema de acople mediante un anclaje de compresión neumática cuya rigidez puede ser controlada mediante el sistema Fuzzy que permite la automatización en tiempo real de la presión en áreas específicas del socket. (Kohuei Najamura, 2004)

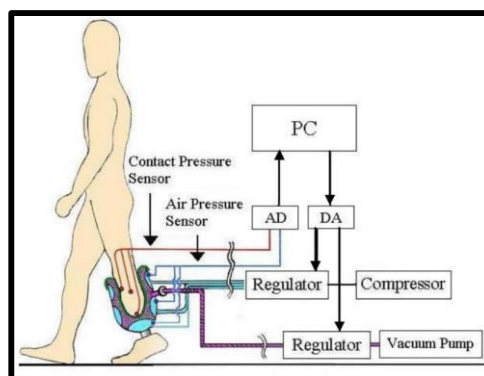


Figura 17. Socket automático

Fuente. (Kohuei Najamura, 2004)

En la elaboración de socket se requiere que este se adapte completamente a la forma del muñón, por lo cual los señores Kazuhiko y Fujitaba en su artículo de título “Desarrollo de un sistema de Socket de montaje inmediato para pierna artificial” detallan la probabilidad de moldear al socket mediante corriente de aire negativos, un sistema inverso al detallado anteriormente. Ver Figura 18. Obteniendo como resultados un error de moldeo inferior al 5% en comparación a materiales tradicionales como el yeso. (Fujitaba, 2003).

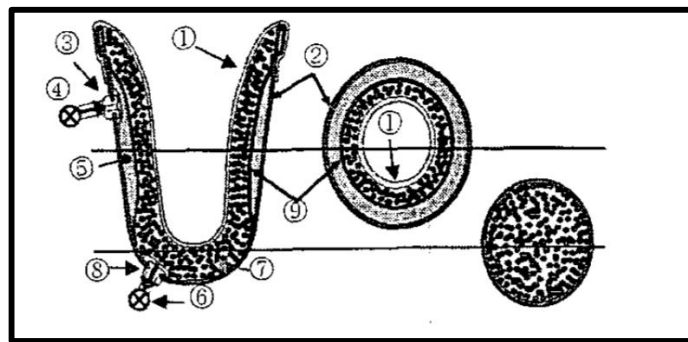


Figura 18. Socket mediante aire negativo

Fuente. (Fujitaba, 2003)

2.2.2 Rodilla

La rodilla es una parte importante dentro del desarrollo de la prótesis, la rodilla transmite cargas, participa en el movimiento y ayuda a la conservación del momento. Proporciona un par de fuerzas para las actividades en las que interviene la pierna. Es una estructura biarticular compuesta por la articulación tibiofemoral y la articulación femorrotuliana, considerándose los brazos de palanca más largos del cuerpo. (Nordin & Frankel, 2005)

En la Figura 19 se puede observar un modelo de rodilla modular 3R20 de Otto Bock Habermann.



Figura 19. Rodilla modular 3R20 Otto Bock Habermann

Fuente. (Ottobock, 2015)

Según (Oandplibrary, 2016) en su artículo titulado “Componentes de la prótesis por encima de la rodilla”, considera que la rodilla protésica debe tener poco peso, y así el amputado no necesita gastar energía levantando y balanceando la prótesis, y debe flexionarse y extenderse fácilmente con lo que el muñón no necesita hacer mucho esfuerzo sobre el encaje.

- **Rodilla de Eje Simple**

La rodilla de eje sencillo tiene una bisagra sencilla, algunas veces es considerada como la pieza clave de las rodillas básicas, debido a su relativa sencillez, que la convierte en la opción disponible más económica, duradera y ligera.

Sin embargo, las rodillas de eje sencillo tienen sus limitaciones. Debido a su sencillez, se mueven y no tienen control de postura; los amputados deben hacer uso de su fuerza muscular para mantenerse estables cuando están de pie.

En la Figura 20 se puede observar un modelo de rodilla de eje simple de Ottobock. (Ottobock, 2015)

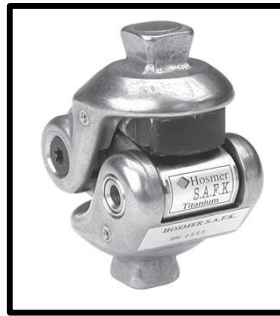


Figura 20. Rodilla de eje simple

Fuente. (Ottobock, 2015)

Según (Oandplibrary, 2016) en su artículo titulado “Componentes de la prótesis por encima de la rodilla”, las ventajas de la rodilla de eje simple son su simplicidad, debido a que posee pocas partes móviles, mínimo ruido y un moderado coste de mantenimiento.

- **Rodilla Policéntrico**

Las rodillas policéntricas, también conocidas como rodillas de cuatro barras, presentan una estructura más compleja, con ejes rotatorios. Su similitud con el funcionamiento de la rodilla es la razón primordial de su gran aceptación. Pueden llegar a ser muy estables en las etapas del ciclo de marcha.

En la Figura 21 se puede observar un modelo de rodilla policéntrica disponible en el mercado de Ottobock. (Ottobock, 2015)



Figura 21. Rodilla Policéntrico

Fuente. (Ottobock, 2015)

Las rodillas policéntricas permiten su elaboración en materiales de bajo costo, anteriormente se ha mencionado el trabajo realizado dentro de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, pero a su vez cabe mencionar otros trabajos que se ha realizado con este lineamiento, el artículo: “Prótesis biónica de rodilla de bajo costo basada en mecanismos policéntricos”. (A. Altamirano, 2012) En donde se usó un mecanismo de 4 barras y se construyó un dispositivo con mayor ergonomía, en donde se agregó un actuador mecánico en base a un resorte para mejorar la funcionalidad como se observa en la Figura 22.



Figura 22 CAD rodilla policéntrica

Fuente. (A. Altamirano, 2012)

Si bien las rodillas mecánicas son capaces de realizar un ciclo de marcha bastante adecuado, al momento de realizarse nuevos ciclos de marcha estas presentan una deficiencia al adaptarse a dichos cambios, es por eso que en la actualidad se han implementado diversos componentes electrónicos para mejorar el funcionamiento y tratar de emular el comportamiento de una pierna humana, se menciona el artículo “A Robotic Leg Prosthesis” (Brian E. Lawson, 2014) en donde se desarrolla una rodilla robótica como la que se muestra en la Figura 23.

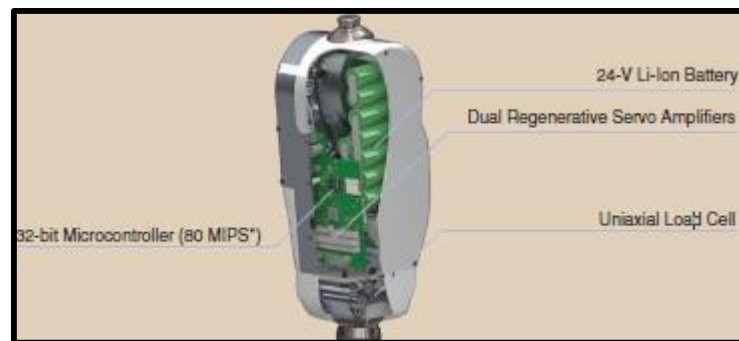


Figura 23 Componentes de rodilla robótica

Fuente. (Brian E. Lawson, 2014)

Además, en el artículo “A Robotic Leg Prosthesis” se diseñó y elaboró un sistema de prótesis que incorpora y coordina las acciones de un motor rodilla y tobillo, con la intención de replicar la biomecánica de la extremidad sana.

2.2.3 Pie

La función del pie es recibir los constantes impactos al caminar durante el ciclo de marcha ya que es el elemento que está en contacto con el piso. Actualmente existen muchos tipos de pie, pero mientras más sofisticado es el sistema el precio es mayor.

En el artículo de nombre “Un nuevo mecanismo de pie robótico de 4-DOF con multi-plataformas para Robot Humanoide” elaborado por Jungwoon Yoon, H. Nandha, DongGyu Lee y Gap-soon Kim (Jungwoon Yoon, 2006). En el cual se detalla el diseño de un pie humanoide de cuatro grados de libertad, con el fin de emular las funciones que tiene el pie humano dentro de los 3 planos de movimiento, ver Figura 24. Este diseño está orientado a un pie capaz de adaptarse a planos irregulares y marcha en planos inclinados dando así la pauta necesaria de la viabilidad de la elaboración de un pie protésico con un mecanismo de 4 barras. Dando mayor estabilidad al paciente durante el uso de una prótesis de pierna completa

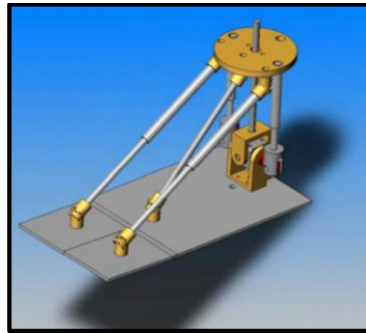


Figura 24 Diseño del mecanismo de 4 DOF

Fuente. (Jungwoon Yoon, 2006)

El pie protésico es el eslabón del sistema que más se desgasta y muchas veces los pacientes de la prótesis lo usan en malas condiciones, lo cual muchas veces genera inconvenientes al caminar. (Castro, 2012). Se ha realizado diferentes diseños de pies protésicos con el fin de analizar las cargas a las que se verán sometidos durante su uso como en el artículo: “Design and Analysis of Dynamic Energy Return Prosthesis Foot using Finite Element Method” (Aamir, Hannan, Urooj, & Mohsin, 2016). En este los autores muestran el diseño de una extremidad inferior protésica fija de bajo costo analizando parámetros de desplazamiento y rigidez como se muestra en la Figura 25.

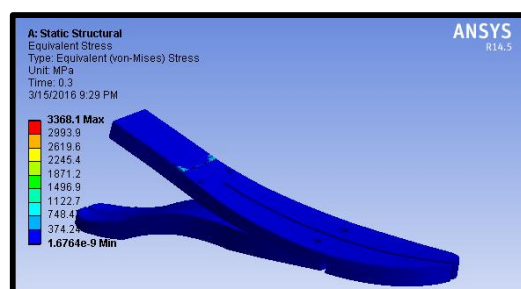


Figura 25 Análisis estático a cargas Pie Protésico

Fuente. (Aamir, Hannan, Urooj, & Mohsin, 2016)

En los pies robóticos se implementan diseños que cuentan con sensores de posición para regular los ángulos de movimiento de pie de acuerdo al ciclo de marcha, un claro ejemplo de esto está desarrollado en el artículo de título: “Diseño de Prótesis de pie y tobillo accionado por actuadores elásticos en paralelo” (Fei Gao, 2015) elaborado por Fei Gao, Wei-Hsin Liao, Bing Cehn, Hao Ma, Lai-Yin Qin. Su

diseño mejora la eficiencia de almacenaje y liberación de energía mecánica reduciendo las dimensiones del dispositivo, ver Figura 26

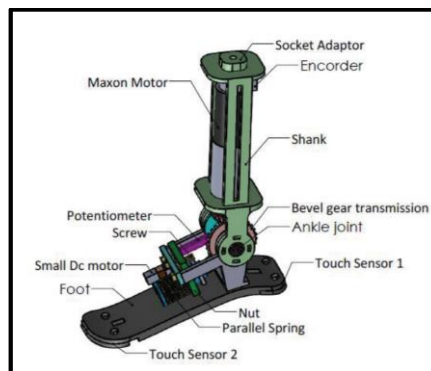


Figura 26 Diseño CAD de prótesis de pie y tobillo con actuadores en paralelo

Fuente. (Fei Gao, 2015)

Otro ejemplo de un sistema robótico de pies protésico se detalla en el artículo: “Diseño de actuador robótico para prótesis de pie y rodilla” (Hannan, y otros, 2014) . Este trabajo muestra el diseño de un actuador eficaz, ver Figura 27 para ayudar a las prótesis robóticas que puedan ser utilizadas por personas amputadas; posee control de parámetros vitales necesarios para que la prótesis trabaje eficazmente como son peso, torque y velocidad.

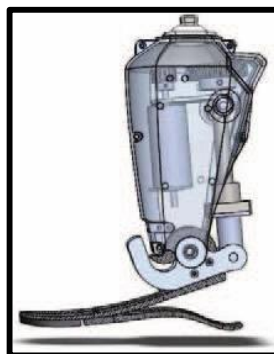


Figura 27 Prótesis robótica de pie y rodilla

Fuente. (Kohuei Najamura, 2004)

CAPÍTULO III

3. DISEÑO MECATRÓNICO

En este capítulo se realiza el diseño de los componentes mecánicos y electrónicos, se utiliza una matriz QFD de tal manera que el prototipo a crear pueda cumplir con los requerimientos del paciente, se realiza el análisis angular de la rodilla y el pie de la pierna sin amputación para conocer los ángulos con los que estos se mueven, se realiza cálculos de fatiga de los elementos que formarán parte de la pierna, y se procede a realizar simulaciones por computadora para verificar el factor de seguridad, esfuerzos y deformaciones que los elementos pueden soportar. En cuanto a la parte electrónica se realiza el análisis para la selección del mejor circuito de acondicionamiento de cada uno de los sensores y finalmente se concluye con los resultados obtenidos.

3.1 Visión del proyecto

Nos proyectamos en desarrollar una prótesis que permita simular el movimiento natural de una pierna de bajo costo, y que sea de fácil uso; utilizando materiales adecuados de bajo peso, para que su desempeño sea más eficiente en comparación con otras prótesis similares en el mercado.

3.2 Misión del proyecto

En la Tabla 3 se detalla la misión del proyecto.

Tabla 3.

Misión del proyecto

Declaración de la misión:	
Descripción del producto	Prótesis de pierna para amputación transfemoral con monitoreo de temperatura y humedad mediante aplicación para teléfonos móviles.
Propuesta de valor	De fácil uso, de bajo costo, de bajo peso y con alta eficiencia.
Objetivos clave de negocio	<ul style="list-style-type: none"> Visualización de temperatura y humedad en aplicación para teléfonos móviles. Prótesis electrónica de bajo costo.

	<ul style="list-style-type: none"> • Prótesis activada con señales musculares.
Mercado primario	<ul style="list-style-type: none"> • Prótesis medicas

3.3 Identificación de las necesidades del paciente

3.3.1 Recopilación de información e interpretación de las necesidades

Las necesidades planteadas en base a la mejora del proyecto de tesis con el título “Desarrollo de un prototipo de prótesis transfemoral” (López & Barros, 2016) elaborado por los Ingenieros Paul López, y Cristian Barros son:

- 1.- Que sea liviano
- 2.- De fácil montaje, operación y mantenimiento
- 3.-Que movimiento al caminar sea más natural
- 4.-Agradable a la vista
- 5.- Que el pie mejore la estabilidad al caminar
- 6.-Que sea bajo costo
- 7.- Que se pueda saber el estado del socket

3.3.2 Interpretación de la información recopilada

En base a las necesidades planteadas se interpretó cada una de ellas, en la Tabla 4 se muestra lo que se podría hacer para cubrir cada una de las necesidades.

Tabla 4.
Interpretación de las necesidades del cliente

NECESIDAD	INTERPRETACIÓN
Que sea liviano	Tiene relación con los materiales de los elementos que se utilizarán.
De fácil montaje, operación y mantenimiento	Es necesario realizar un manual de usuario en donde se especifique el montaje de cada uno de los elementos de la prótesis, así como también el tipo

	de mantenimiento que cada uno de ellos deberá tener.
Que movimiento al caminar sea más natural	Considerar el tipo de frenado que se utilizará en la rodilla.
Agradable a la vista	Realizar un diseño que no sea rústico sino agradable.
Que el pie mejore la estabilidad al caminar	Considerar el mecanismo con el que funcionará el pie
Que sea de bajo costo	Tendrá relación con el tipo de materiales que se utilice para la construcción.
Que se pueda saber el estado del socket	Tener sensores en el socket

3.3.3 Dar importancia relativa a las necesidades

Para dar importancia relativa a las necesidades se realizó una encuesta a los ingenieros que realizaron el prototipo anterior, el Ing. Paul López y el Ing. Cristian Barros así como también al Dr. Oscar Osorio del Centro Ortopédico Ecuador, con mucha experiencia en la elaboración de prótesis.

Para determinar el grado de importancia de cada uno de los requerimientos del usuario se consideró a 5 como la nota más alta y 1 como la más baja. Obteniendo los siguientes resultados mostrados en la Tabla 5.

Tabla 5:
Encuesta para determinar importancia de las necesidades

	ENCUESTADOS		
	1	2	3
Que sea liviano	4	4	3
De fácil montaje, operación y mantenimiento	3	3	3

Que movimiento al caminar sea más natural	5	5	5
Agradable a la vista	3	2	2
Que el pie mejore la estabilidad al caminar	5	4	5
Que sea de bajo costo	4	4	4
Que se pueda saber el estado del socket	4	4	5

Encuestado 1: Ing. Paúl López

Encuestado 2: Ing. Cristian Barros

Encuestado 3: Dr. Oscar Osorio

En la Tabla 6 que se muestra a continuación se enumeró desde la necesidad más importante como 1, hasta la menos importante 7; el criterio que se utilizó fue en base a la encuesta realizada.

Tabla 6:
Organización de las necesidades en una jerarquía

GRADO DE IMPORTANCIA	NECESIDAD
1	Que movimiento al caminar sea más natural
2	Que el pie mejore la estabilidad al caminar
3	Que se pueda saber el estado del socket
4	Que sea de bajo costo
5	Que sea liviano
6	De fácil montaje, operación y mantenimiento
7	Agradable a la vista

3.4 Elaborar lista de métricas

3.4.1 Matriz QFD

Para determinar las métricas necesarias para llevar a cabo los diseños se realizó la elaboración de la matriz QFD, la misma que recoge las demandas y expectativas de los clientes y las traduce, en pasos sucesivos, a características técnicas y operativas satisfactorias.

Después de haber analizados las necesidades del usuario, se puede establecer un lenguaje técnico para cada requerimiento como se muestra en la Tabla 7.

Tabla 7.
Características técnicas MATRIZ QFD

	NECESIDADES	CARACTERÍSTICA TÉCNICA
1	Que movimiento al caminar sea más natural	Tipo de frenado de la rodilla
2	Que el pie mejore la estabilidad al caminar	Área de apoyo del pie
3	Que se pueda saber el estado del socket	Sensado de parámetros en el socket
4	Que sea de bajo costo	Materiales a utilizar en el diseño
5	Que sea liviano	Dimensiones, peso de materiales
6	De fácil montaje, operación y mantenimiento	Manual de usuario
7	Agradable a la vista	Acabados superficiales

A continuación se establece la relación existente entre los requerimientos del usuario y las características técnicas considerando la siguiente valoración mostradas en la Tabla 8.

Tabla 8:
Grado de correlación entre los requerimientos del usuario y las características

GRADO DE CORRELACIÓN	SÍMBOLO	VALORACIÓN

Relación muy Fuerte	●	9
Relación Media	○	3
Relación Débil	◇	1
Nula	◆	0

Se procedió a llenar con estos símbolos la casa de la calidad como se ve en la Tabla 9.

Tabla 9.

Grado de correlación en matriz QFD

Columna	1	2	3	4	5	6	7	
Requerimientos del cliente	Características técnicas	Tipo de frenado de la rodilla	Área de apoyo del pie	Sensado de parámetros en el socket	Materiales a utilizar en el diseño	Dimensiones, peso de materiales	Manual de usuario	Acabados superficiales
Que movimiento al caminar sea más natural	●	○	◇	○	○	◆	◆	
Que el pie mejore la estabilidad al caminar	○	●	◇	◆	◇	◆	◆	
Que se pueda saber el estado del socket	◆	◆	●	◇	◇	◆	◆	
Que sea de bajo costo	○	◆	○	●	○	◆	◆	
Que sea liviano	◇	◇	◇	○	●	◆	◆	
De fácil montaje, operación y mantenimiento	◇	◆	◆	○	○	●	◆	
Agradable a la vista	◆	◆	◆	◇	◆	◆	●	
Máxima relación	9	9	9	9	9	9	9	

A continuación, se establece la correlación ya sea positiva o negativa entre las características técnicas. En la Tabla 10 se establece el símbolo y la valoración.

Tabla 10:

Identificación de correlación de parámetros

Grado de correlación	Símbolo	Valoración
Positiva	+	9
Negativa	-	3

Se tomó los datos obtenidos en la Tabla 7 para construir la matriz, considerando la siguiente valoración de los argumentos de venta mostrados en la Tabla 11.

Tabla 11:

Valoración de los argumentos de venta

**VALORACIÓN DE LOS ARGUMENTOS
DE VENTA**

Punto muy importante = 1.5

Punto secundario = 1.2

Ninguno = 1

Y finalmente se calculó el peso relativo y peso absoluto de cada requerimiento del usuario y de cada característica técnica.

En la Tabla 12 se muestra la matriz de la calidad de la prótesis de pierna para amputación transfemoral.

Tabla 12:
Matriz despliegue de la función de la calidad aplicada

Columna #								Características técnicas	Tipo de frenado	Área de apoyo del pie	Sensado de parámetros en el socket	Materiales a utilizar en el diseño	Dimensiones, peso de materiales	Manual de usuario	Acabados superficiales	IMPORTANCIA 1 AL 5	ARGUMENTO DE MEJORA	PESO ABSOLUTO	PESO RELATIVO
	1	2	3	4	5	6	7												
Requerimientos del usuario																			
Que movimiento al caminar sea más natural	9	3	1	3	3	0	0	0	5	1.5	7.5	19							
Que el pie mejore la estabilidad al caminar	3	9	1	0	1	0	0	0	5	1.5	7.5	14							
Que se pueda saber el estado del socket	0	0	9	1	1	0	0	0	4	1.5	6.0	11							
Que sea de bajo costo	3	0	3	9	3	0	0	0	4	1.2	4.8	18							
Que sea liviano	1	1	1	3	9	0	0	0	4	1.2	4.8	15							
De fácil montaje, operación y mantenimiento	1	0	0	3	3	9	0	0	3	1.2	3.6	16							
Agradable a la vista	0	0	0	1	0	0	9	9	3	1.2	3.6	10							
Calificación de importancia técnica	17	13	15	20	20	9	9	9	28										
Peso relativo (%)	60.7	46.4	53.5	71.4	71.4	32.1	32.1	32.1											

3.4.2 Análisis de resultados de la matriz QFD

Una vez analizados todos los requerimientos del usuario, se determina el nivel de importancia de las características técnicas del diseño a través del porcentaje de ponderación, como se muestra en la Tabla 13.

Tabla 13.
Resultados matriz QFD

	CARÁCTERÍSTICA TÉCNICA	PORCENTAJE DE APROBACIÓN
1	Tipo de frenado de la rodilla	60.7%
2	Área de apoyo del pie	46.4%
3	Sensado de parámetros en el socket	53.5%
4	Materiales a utilizar en el diseño	71.4%
5	Dimensiones, peso de materiales	71.4%
6	Manual de usuario	32.1%
7	Acabados superficiales	32.1%

3.4.3 Diagrama de Pareto

Para las conclusiones se realizó un diagrama de pareto para determinar cuáles son los QUES mostrados en la Tabla 14, Y LOS COMOS mostrados en la Tabla 15; más importantes a tomar en cuenta en la realización de la prótesis.

Tabla 14.

Requerimientos de la prótesis

	REQUERIMIENTOS
1	Que el pie mejore la estabilidad al caminar
2	Que se pueda saber el estado del socket
3	Que sea de bajo costo
4	Que sea liviano
5	De fácil montaje, operación y mantenimiento
6	Agradable a la vista
7	Que el pie mejore la estabilidad al caminar

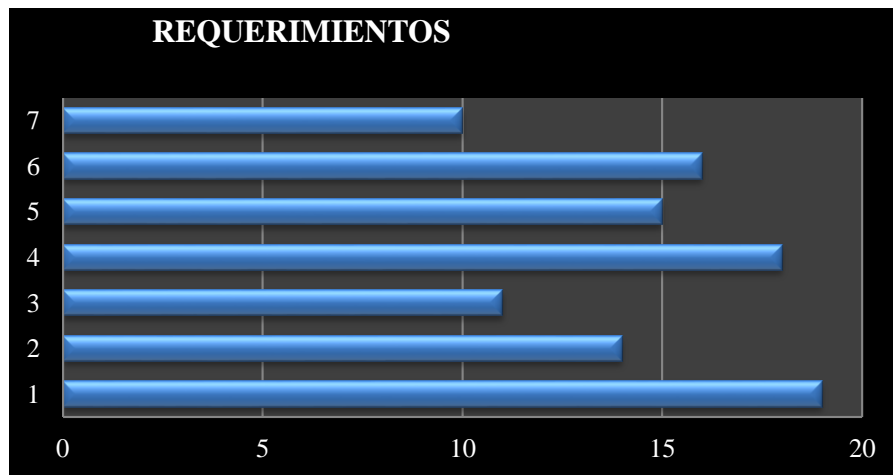


Figura 28. Diagrama de Pareto de los requerimientos de la prótesis

Tabla 15.

Características técnicas de la prótesis

	CARÁCTERÍSTICA TÉCNICA
1	Tipo de frenado de la rodilla
2	Área de apoyo del pie
3	Sensado de parámetros en el socket
4	Materiales a utilizar en el diseño
5	Dimensiones, peso de materiales
6	Manual de usuario
7	Acabados superficiales

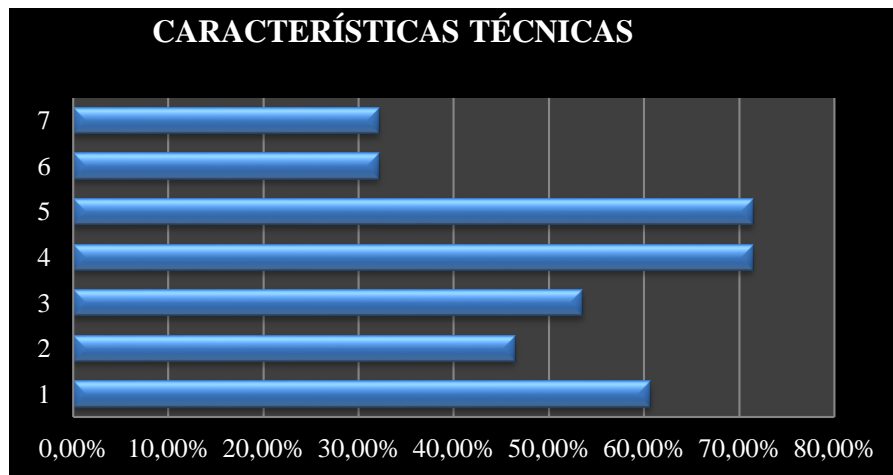


Figura 29: Diagrama de Pareto de las características técnicas

Como podemos observar en la Figura 29, los parámetros importantes a tomar en cuenta son:

- El tipo de frenado de la rodilla
- Peso y materiales a utilizar
- Sensado de parámetros en el socket
- Área de apoyo del pie

3.4.4 Diseño

Una vez determinadas las características técnicas más importantes procedemos a determinar las posibilidades para implementar los diseños. Considerando los siguientes módulos mostrados en la Tabla 16 para el diseño de la prótesis.

Tabla 16.

Módulos para el diseño

MÓDULO	CARACTERÍSTICA	FUNCIÓN
1	Tipo de frenado de la rodilla	Determina el tipo de freno mecánico a utilizar en el diseño.

2	Sensado de parámetros en el socket	Determina los sensores que se utilizarán y la aplicación con la que se hará el monitoreo constante así como también el tipo de socket a utilizar.
3	Peso y materiales a utilizar	Determina los materiales a utilizar.
4	Área de apoyo del pie	Determina el tipo de pie protésico

En los módulos de diseño se consideró también el tipo de partes que se iba a realizar

- Módulo 1: Tipo de frenado de la rodilla

Tabla 17:

Módulo 1 (Tipo de frenado de la rodilla)

OPCIONES	COMPLEJIDAD	COSTO	ORDEN DE SELECCIÓN
Fricción	Baja	Promedio	1
Hidráulico	Alta	Alto	3
Elástico	Media	Alto	2

- Módulo 2: Sensado de parámetros en el socket

Tabla 18:

Módulo 2 (Elección sensor de temperatura)

OPCIONES	RANGO TEMPERATURA	PRECISIÓN	COSTO	ORDEN DE SELECCIÓN
NTC	0 a 100 °C	± 0.01 %	Bajo	1
RTD Cobre	-200 a 260 °C	0.10 °C	Bajo	2

Tabla 19:

Módulo 2 (Elección sensor de humedad)

OPCIONES	TEMPERATURA AMBIENTE	HUMEDAD	RESOLUCIÓN	COSTO	ORDEN DE SELECCIÓN
DHT11	0 – 50 °C	± 4% - 5%	± 1% RH, 0.1 °C	Alto	2
HR 202L	-30 a 85 °C	5% RH	± 2% RH	Barato	1

Tabla 20:

Módulo 2 (Elección de la aplicación para el teléfono móvil)

OPCIONES	PROGRAMACIÓN	COSTO	ORDEN DE SELECCIÓN
Basic 4 Android	Similar a Visual Basic	No es gratuita	2
App Inventor	Usando bloques	Software libre	1

Tabla 21:

Módulo 2 (Elección del tipo de socket)

OPCIONES	FIJACIÓN	ORDEN DE SELECCIÓN
Convencional	No se fijan totalmente	2
Cuadrangular	Permiten sujetar mejor	1

- Módulo 3: Peso y materiales a utilizar

Tabla 22:

Módulo 3 (Peso y materiales a utilizar para el SOCKET)

OPCIONES	APARIENCIA	COSTO	ORDEN DE SELECCIÓN

Fibra de carbono	Buena	Alto	3
Plástico sintético	Buena	Medio	2
Polipropileno	Buena	Barato	1

Tabla 23:

Módulo 3 (Peso y materiales a utilizar para la RODILLA)

OPCIONE S	BIO- COMPATIBILIDA D	PESO ESPECÍFIC O	COST O	ORDEN DE SELECCIÓ N
Acero inoxidable	Media	7.9 g/cm ³	Alto	2
Aluminio fundido	Buena	2.56 kg/m ³	Barato	1

Tabla 24:

Módulo 3 (Peso y materiales a utilizar para el VÁSTAGO)

OPCIONES	APARIENCIA	PESO ESPECÍFICO	COSTO	ORDEN DE SELECCIÓN
Aluminio fundido	Buena	2.56 kg/m ³	Barato	1
Acero inoxidable	Media	7.9 g/cm ³	Alto	2

Tabla 25:

Módulo 3 (Peso y materiales a utilizar para el PIE)

OPCIONES	APARIENCIA	PESO ESPECÍFICO	COSTO	ORDEN DE SELECCIÓN
-----------------	-------------------	----------------------------	--------------	-------------------------------

Caucho sintético	Buena	1.02 g/cm ³	Medio	3
Fibra de carbono	Buena	1.78 g/cm ³	Alto	4
Acero inoxidable	Media	7.9 g/cm ³	Alto	2
Aluminio fundido	Buena	2.56 kg/m ³	Barato	1

- Módulo 4: Área de apoyo del pie

Tabla 26.
Módulo 4 (Tipos de pie protésico)

OPCIONES	COMPLEJIDAD	IMPLEMENTACIÓN	COSTO	ORDEN DE SELECCIÓN
Flex Float	Alta	Difícil	Alto	3
Seattle	Alta	Difícil	Alto	2
Articulado robotizado	Alta	Media	Promedio	1

3.4.5 Conclusiones del listado de métricas

A continuación se muestra en la Tabla 27 el listado de métricas a considerar en el desarrollo del proyecto.

Tabla 27:
Listado de métricas

Característica	Métrica
Tipo de freno en la rodilla	Fricción
Materiales	Socket: Polipropileno

	Rodilla: Aluminio fundido Vástago: Aluminio fundido Pie: Aluminio fundido
Sensado en el socket	Sensor temperatura : NTC Sensor humedad: HR 202L
Aplicación del teléfono móvil	App Inventor
Tipo de pie protésico	Articulado robotizado

3.4.6 Recolectar información de comparaciones con la competencia

Tabla 28.

Comparaciones prótesis comerciales

OSSUR	ANTERIOR	OTTOBOCK
Mecánica	Mecánica	Electrónica
 <p>La Balance Knee tiene un diseño geométrico de cuatro ejes y facilita la acción de arrodillarse. (Ossur, 2017)</p>	 <p>Rodilla plicéntrica que funciona mediante un sistema mecánico que utiliza un resorte.</p>	 <p>Posee control remoto, sensor de ángulo de rodilla que da información al microprocesador en tiempo real sobre la velocidad y el ángulo de la rodilla. (Protésica, 2017)</p>

\$ 9500	\$ 400	\$ 60 000
 <p>El pie protésico Re-Flex Shock ofrece la mejor absorción de impacto vertical que reduce la presión soportada por el cuerpo. (Ottobock, 2017)</p>	 <p>Posee un sistema de amortiguamiento mediante el uso de un resorte, sistema rígido, sin articulación.</p>	 <p>El pie protésico Meridium (MG 3) se adapta en tiempo real con cada paso a la velocidad, la longitud de los pasos y el terreno. (Ottobock, 2017)</p>
\$ 1200	\$ 300	\$ 30 000

3.5 Generación de conceptos

3.5.1 Aclarar el problema

Una vez identificadas las características más importantes a tomar en cuenta en el diseño se procede a descomponer el problema principal, identificando ciertos parámetros que podrían ayudar en la generación de conceptos.

Se tomarán en cuenta los siguientes sub-problemas:

- ¿Qué actuador se utilizará en la articulación de rodilla?
- ¿Cómo se hará la activación del actuador de la articulación de rodilla?
- ¿Qué tipo de pierna artificial se utilizará?
- ¿Qué tipo de mecanismo se utilizará?

3.5.2 Explorar sistemáticamente

Se realizó un árbol de clasificación para explorar sobre las distintas posibilidades que se pueden utilizar para realizar la prótesis, en base a los sub-problemas seleccionados.

- Para el actuador de la rodilla se puede utilizar un servo motor, un motor DC, o un actuador lineal con mecanismo de transmisión de engranes como se muestra en la Figura 30.

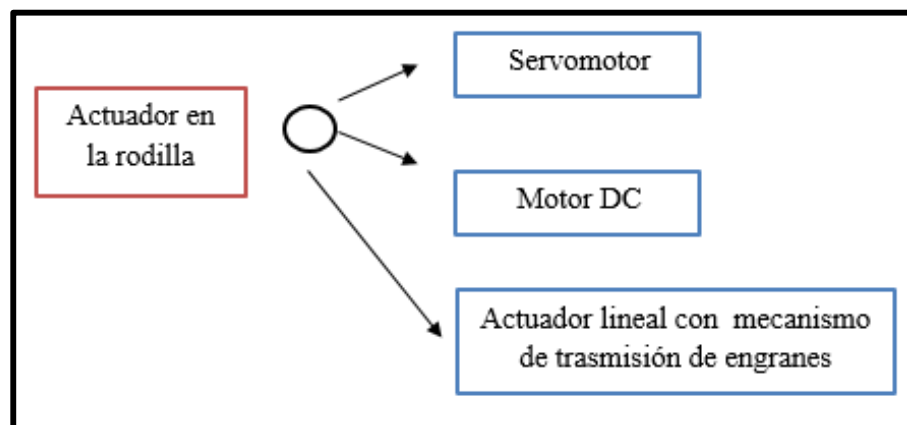


Figura 30. Árbol de clasificación del Actuador de rodilla

- Para la activación del actuador de la rodilla se puede utilizar las señales mioeléctricas del muñón o sensores de movimiento, como se muestra en la Figura 31.

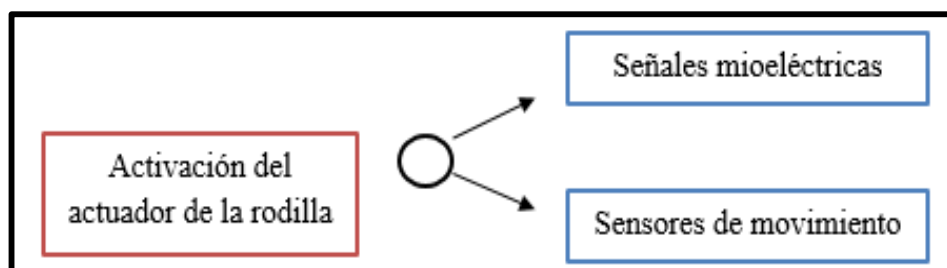


Figura 31. Árbol de clasificación de la activación del actuador de la rodilla

- La pierna protésica puede ser de diseño endoesquelético o exoesquelético como se muestra en la Figura 32.

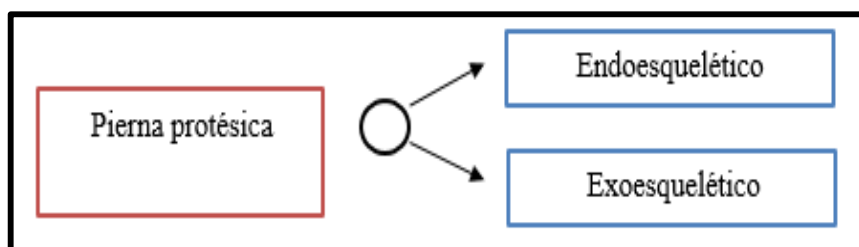


Figura 32. Árbol de clasificación de la pierna protésica

Una vez que se encontró la solución a los sub-problemas se procede a generar los conceptos, en base a las opciones que se tiene en cada sub-problema.

3.6 Conceptos generados

A continuación, en la Tabla 29 se muestra los conceptos generados con sus ventajas y desventajas.

Tabla 29.
Conceptos generados

CONCEPTOS GENERADOS	DESCRIPCIÓN	VENTAJA - DESVENTAJA
Primer concepto	Tipo de rodilla: Fricción Material de la rodilla: Aluminio Material del vástago: Aluminio Actuator de la rodilla: Motor DC Activación del actuator: Sensores de movimiento Tipo de pie: articulado robotizado Aplicación para teléfono: App Inventor Tipo de socket: cuadrangular Sensor temperatura: NTC	VENTAJA El diseño Endoesquelético permite que se coloquen en el interior los cables que se utilizarán en la parte de electrónica. DESVENTAJA Se necesita un sistema de control y engranes

	<p>Sensor humedad: HR 202L</p> <p>Diseño pierna: Endoesquelético</p>	<p>para la transmisión en caso de utilizar Motores DC.</p> <p>Al utilizar los sensores de movimiento se puede obtener señales indeseadas debido a movimientos involuntarios.</p>
<p>Segundo concepto</p>	<p>Tipo de rodilla: Fricción</p> <p>Material de la rodilla: Aluminio</p> <p>Material del vástago: Aluminio</p> <p>Actuador de la rodilla: Motor DC</p> <p>Activación del actuador: Señales mioeléctricas</p> <p>Tipo de pie: articulado robotizado</p> <p>Aplicación para teléfono: App Inventor</p> <p>Tipo de socket: cuadrangular</p> <p>Sensor temperatura: NTC</p> <p>Sensor humedad: HR 202L</p> <p>Diseño pierna: Endoesquelético</p>	<p>VENTAJA</p> <p>Se puede interpretar de mejor manera las señales provenientes de los músculos activados durante el ciclo de marcha.</p> <p>El diseño Endoesquelético permite que se coloquen en el interior los cables que se utilizarán en la parte de electrónica</p> <p>DESVENTAJA</p> <p>Se necesita un sistema de control y engranes para la transmisión en caso de utilizar Motores DC.</p>

<p>Tercer concepto</p>	<p>Tipo de rodilla: Fricción Material de la rodilla: Aluminio Material del vástago: Aluminio Actuador de la rodilla: Servomotor Activación del actuador: Señales mioeléctricas Tipo de pie: articulado robotizado Aplicación para teléfono: App Inventor Tipo de socket: cuadrangular Sensor temperatura: NTC Sensor humedad: HR 202L Diseño pierna: Endoesquelético</p>	<p>VENTAJA</p> <p>Se puede interpretar de mejor manera las señales provenientes de los músculos activados durante el ciclo de marcha.</p> <p>El diseño Endoesquelético permite que se coloquen en el interior los cables que se utilizarán en la parte de electrónica.</p> <p>Al utilizar servomotores se tiene un sistema de control en velocidad y posición, auto-enclavamiento.</p>
<p>Cuarto concepto</p>	<p>Tipo de rodilla: Fricción Material de la rodilla: Aluminio Material del vástago: Aluminio Actuador de la rodilla: Servomotor Activación del actuador: Sensores de movimiento Tipo de pie: articulado robotizado Aplicación para teléfono: App Inventor Tipo de socket: cuadrangular Sensor temperatura: NTC</p>	<p>VENTAJA</p> <p>Al utilizar servomotores se tiene un sistema de control en velocidad y posición, auto-enclavamiento.</p> <p>DESVENTAJA</p> <p>Al utilizar los sensores de movimiento se puede</p>

	<p>Sensor humedad: HR 202L</p> <p>Diseño pierna: Exoesquelético</p>	<p>obtener señales indeseadas debido a movimientos involuntarios.</p> <p>Al utilizar un diseño de vástago Exoesquelético se tiene la presencia de uniones rígidas que no permitirían tener un movimiento natural al caminar.</p>
--	---	--

3.7 Selección del concepto

3.7.1 Matriz de selección

Para calificar los conceptos se realizó una matriz de selección en la que se tomaron en cuenta parámetros como la construcción, operación, tamaño, montaje y desmontaje, mantenimiento, confiabilidad y costo. A continuación se muestra en la Tabla 30 el sistema de calificación empleado.

Tabla 30.

Sistema de calificación

VALORIZACIÓN DE CRITERIOS	EQUIVALENCIA DE INDICADORES		
	1-3	4-7	8-10
Construcción	Costosa	Normal	Económica
Operación	Difícil	Normal	Fácil
Tamaño	Grande	Normal	Pequeño
Montaje y desmontaje	Difícil	Normal	Fácil
Mantenimiento	Difícil	Normal	Fácil

Confiabilidad	Malo	Dudoso	Bueno
---------------	------	--------	-------

3.7.2 Calificación y Evaluación de los conceptos

A continuación se presenta en la Tabla 31, un estudio para la selección de la mejor propuesta para el diseño de la prótesis, en la cual se analizará dos tipos de propuestas de diferentes funcionalidades, componentes mecánicos y electrónicos, donde se consideran varios criterios de selección.

Una vez que se determinó el sistema de calificación, se procede a calificar cada uno de los parámetros de los conceptos generados.

Tabla 31:

Alternativas para la selección de conceptos

ANÁLISIS DE ALTERNATIVA						
No .	CRITERIO	Primer concepto	Segundo concepto	Tercer concepto	Cuarto concepto	REAL
		Calificación n	Calificación n	Calificación n	Calificación n	
1	Construcción	3	8	7	2	10
2	Operación	5	6	9	3	10
3	Tamaño	7	7	7	3	10
4	Montaje y desmontaje	2	6	10	2	10
5	Mantenimiento	2	6	10	9	10
6	Confiabilidad	3	8	10	4	10
Sumatorio		22	41	53	23	60
Índice porcentual		22/60	41/60	53/60	23/60	
Orden de selección		36.67 %	68.3 %	88.3 %	38.3 %	

3.7.3 Evaluación de los resultados

- Con los resultados obtenidos, se observa que la mejor opción es el tercer concepto, ya que con este se plantea tener una prótesis que sea de fácil construcción y montaje; que sea hecha con materiales livianos para cubrir con las necesidades anteriormente planteadas.
- Con este concepto se planea tener una construcción sencilla que no requiera de herramientas especiales para su ensamble ni de mano de obra altamente calificada.
- Se pretende que el equipo sea de fácil operación y que funcione de tal manera que no cause molestias al paciente.
- El montaje y desmontaje será fácil y es importante que los elementos del diseño deben ser muy simples, y estar constituidos por pocas piezas para poder reemplazar cualquier pieza y volver el diseño más económico.

3.8 Biomecánica de la rodilla

3.8.1 Cinemática de la rodilla

La cinemática define el rango de movimiento y describe el movimiento de superficie de una articulación en tres planos: frontal (coronal o longitudinal), sagital y transversal (horizontal). (Nordin & Frankel, 2005)

En la Figura 33 se muestra los 6 grados de libertad de movimiento de la rodilla.

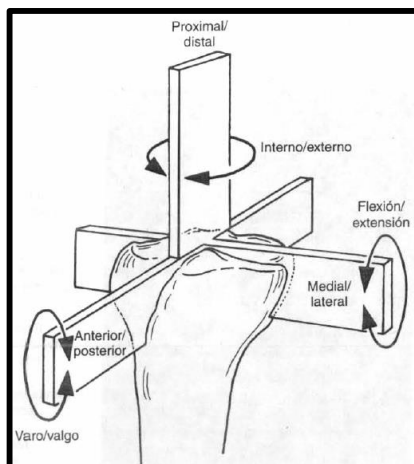


Figura 33. Representación de los 6 grados de libertad de movimiento de la rodilla

Fuente. (Nordin & Frankel, 2005)

3.8.2 Rango de movimiento de la rodilla

En la Figura 34 se puede observar el rango de movimiento de la rodilla de acuerdo al porcentaje en el que se desarrolla el ciclo de la marcha.

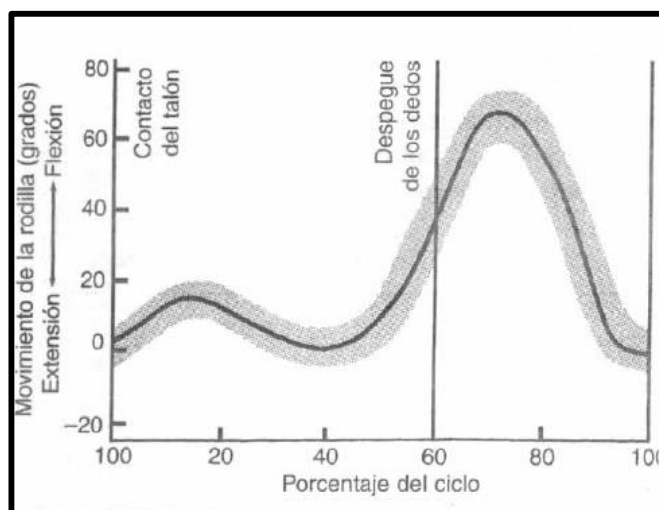


Figura 34. Rango de movimiento de la articulación tibiofemoral en el plano sagital

Fuente. (Nordin & Frankel, 2005)

3.8.3 Ciclo de marcha

Un ciclo de marcha inicia cuando un pie toca el suelo y termina cuando el mismo pie toca de nuevo el suelo. El ciclo de marcha se divide en dos fases principales: fase de apoyo que inicia con el contacto inicial del talón y finaliza con el despegue de los dedos momento en el cual inicia la fase de balanceo; la fase de balanceo se define como el tiempo transcurrido desde el despegue hasta cuando el pie toca el suelo de nuevo. (Sanz, 2017)

Estas fases cumplen una secuencia pasando de una pierna a la otra durante la marcha, ver Figura 35. En un paso completo, el apoyo sencillo se refiere al periodo cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo. Se considera al tiempo en el que ambos pies permanecen en contacto con el suelo como periodo de doble apoyo.

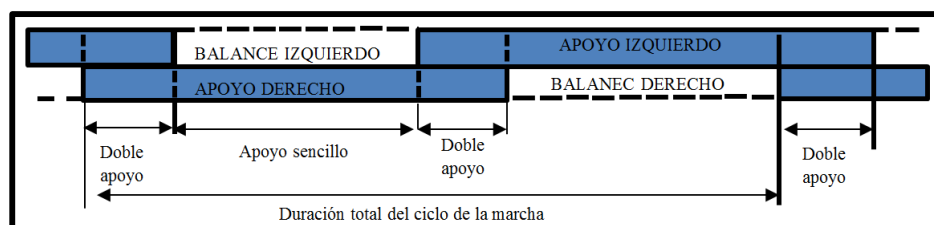
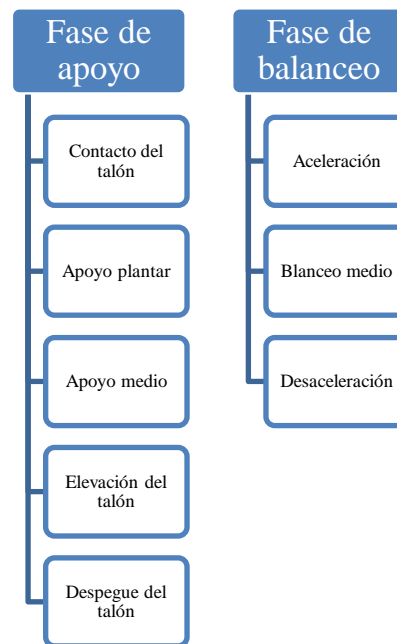


Figura 35. Representación de las principales componentes de la marcha

Según el libro *Biomecánica de la marcha humana normal y patología* del Dr. Pedro Vera Luna divide la fase de apoyo y la fase de balanceo en grupos de intervalos que se muestran a continuación.



Es importante conocer el tiempo que toman cada una de las fases del ciclo de la marcha. La cantidad relativa de tiempo gastado durante cada fase del ciclo de la marcha, a una velocidad normal de 100 a 115 pasos por minuto es Figura 36.

- Fase de apoyo: 60% del ciclo
- Fase de balanceo: 40 % del ciclo
- Doble apoyo: 20% del ciclo (Gamboa, 2016)

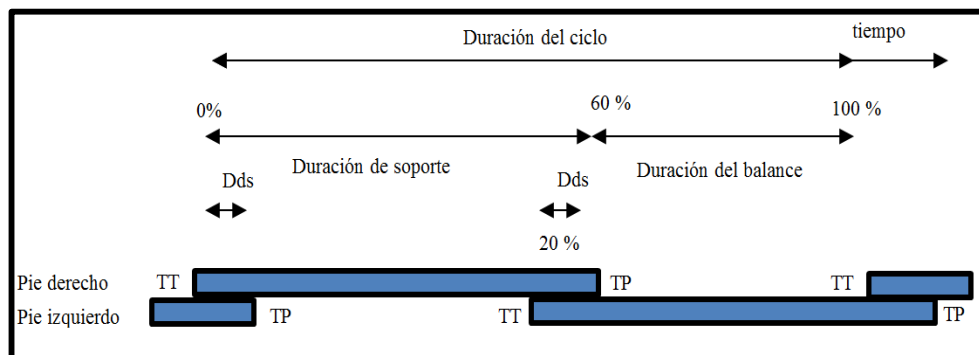


Figura 36. Estructura temporal del Ciclo de la Marcha Humana.

3.8.4 Análisis cinemático de la marcha humana en el plano sagital

Con el prototipo a crear se requiere que la prótesis simule los movimientos naturales de una pierna humana para lo cual es necesario conocer detalladamente lo que pasa con cada uno de los segmentos de la pierna al caminar.

En su libro *Biomecánica de la marcha humana normal y patología* del Dr. Pedro Vera Luna presenta un análisis cinemático muy completo de la marcha humana normal. “El análisis cinemática describe los movimientos del cuerpo en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo durante las diferentes fases de la marcha”. (Vera)

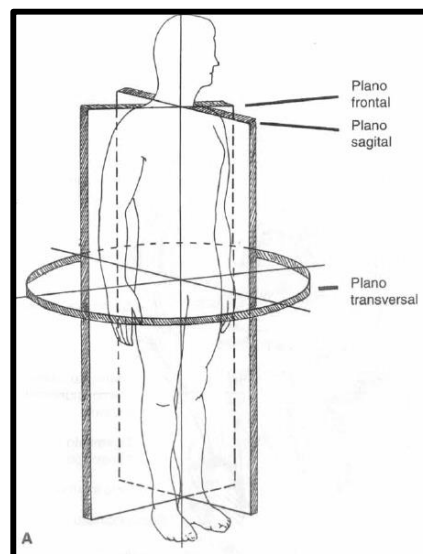


Figura 37. Representación plano frontal, sagital, y transversal del cuerpo humano

Fuente. (Nordin & Frankel, 2005)

El análisis está dividido en tres intervalos, en los cuales se describe cómo actúan el tobillo, la rodilla y cadera en el plano sagital, ver Figura 37. para cada una de las fases, como se observa en la Figura 38.

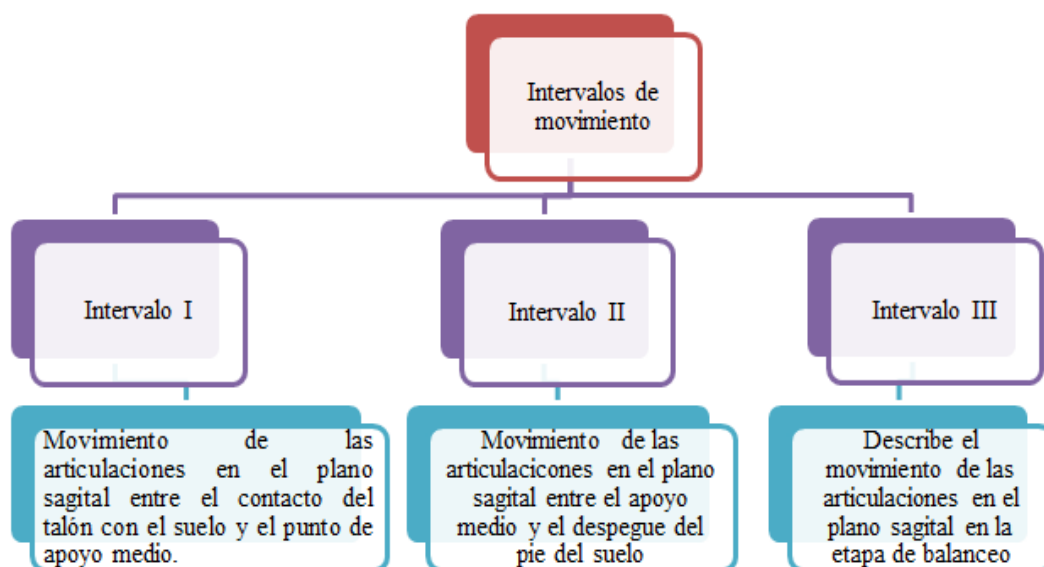


Figura 38. Intervalos de movimiento del análisis cinemático de la marcha humana

INTERVALO I

a. El tobillo

Tabla 32.

Análisis del tobillo en el Intervalo I

Momento de contacto de talón con el suelo	La articulación del tobillo está en posición neutra (0^0). Justo entre la dorsiflexión y la flexión plantar.
Simultáneamente con el contacto del talón	La articulación del tobillo empieza a moverse en dirección de la flexión plantar.
Momento en que la planta del pie hace contacto con el suelo	La articulación del tobillo se mueve 15^0 de la posición neutra a la flexión plantar.
En la fase media	La articulación del tobillo pasa rápidamente a aproximadamente 5^0 de dosificación.

Fuente. (Gamboa, 2016)

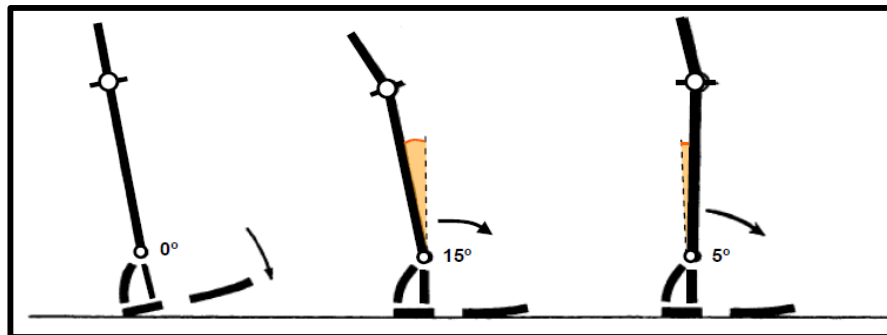


Figura 39. Estudio cinemático del tobillo en el Intervalo I de la marcha

Fuente. (Gamboa, 2016)

b. La rodilla

Tabla 33.

Análisis de la rodilla en el Intervalo I

Inmediatamente antes del contacto del talón con el suelo.	La articulación del tobillo se encuentra en completa extensión
Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo	La articulación del tobillo comienza a flexionarse y continúa hasta que la planta del pie esta plana en el suelo.
Inmediatamente después de haber alcanzado la posición plana del pie.	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 20° de flexión y comienza a extenderse.
En el apoyo medio	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose.

Fuente. (Gamboa, 2016)

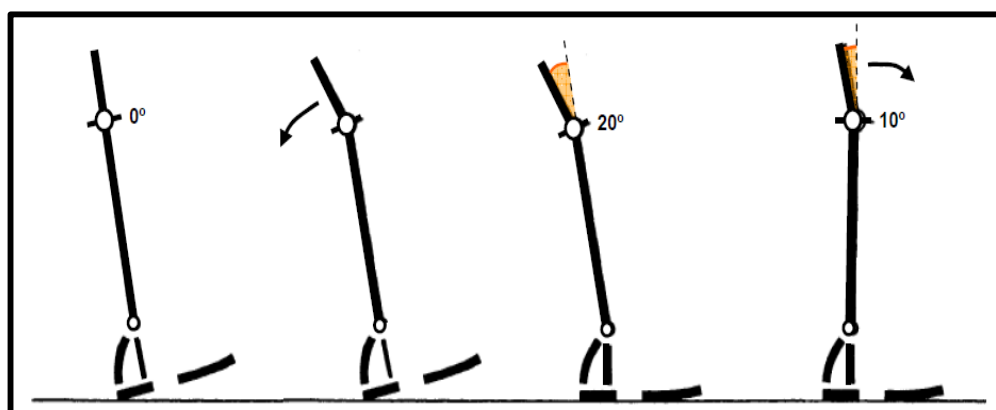


Figura 40. Estudio cinemático de la rodilla en el Intervalo I de la marcha

Fuente. (Gamboa, 2016)

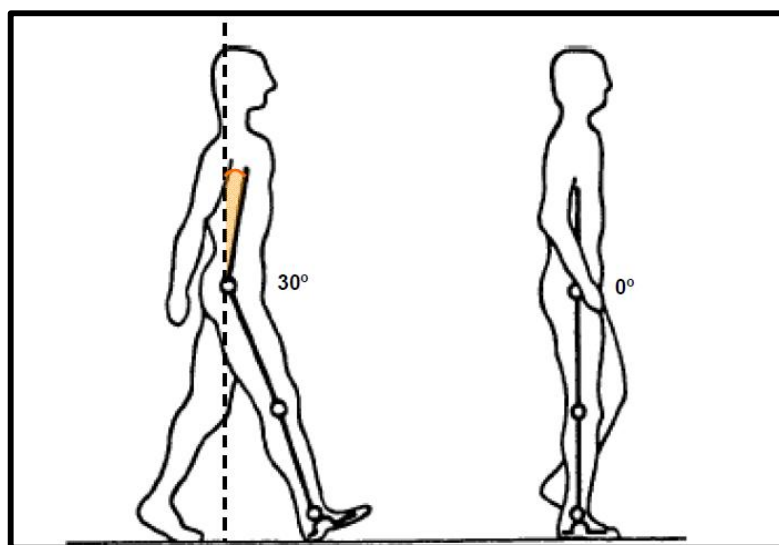
c. La cadera

Tabla 34.

Análisis de la cadera en el Intervalo I

Simultáneamente con el contacto del talón con el suelo.	La cadera está aproximadamente a 30° de flexión.
Inmediatamente después del contacto del talón con el suelo.	La articulación de la cadera comienza a extenderse.
En la posición del pie plano en el suelo.	El ángulo de flexión disminuye alrededor de 20° .
Entre el pie plano y el apoyo medio.	La articulación de la cadera se mueve a su posición neutral (0°).

Fuente. (Gamboa, 2016)

**Figura 41.** Estudio cinemático de la cadera en el Intervalo I de la marcha

Fuente. (Gamboa, 2016)

INTERVALO II

a. El tobillo

Tabla 35.

Análisis del tobillo en el Intervalo II

En el apoyo medio	La articulación del tobillo pasa rápidamente a aproximadamente 5° de dorsiflexión.
-------------------	---

En el momento que el talón se despega del suelo.	La articulación del tobillo está aproximadamente a 15° de dorsiflexión.
En el intervalo de elevación del talón y el despegue del pie.	El tobillo se mueve rápidamente 35° con lo que al despegar el pie del suelo la articulación está aproximadamente en 20° de flexión plantar.

Fuente. (Gamboa, 2016)

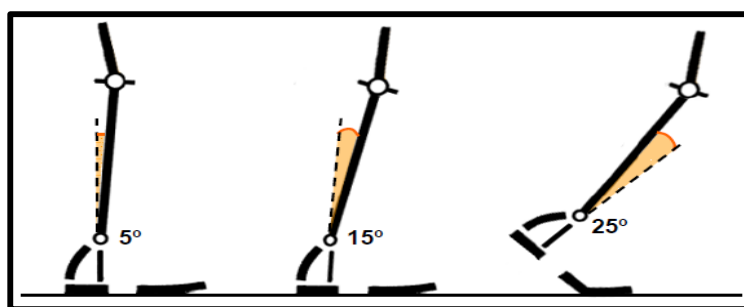


Figura 42. Estudio cinemático del tobillo en el Intervalo II de la marcha

Fuente. (Gamboa, 2016)

b. La rodilla

Tabla 36.

Análisis de la rodilla en el Intervalo II

En el apoyo medio.	La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10° de flexión y continúa extendiéndose.
Inmediatamente después de que el talón pierda contacto con el suelo.	La rodilla está a 4° de la extensión completa.
Inmediatamente después de haber alcanzado la posición plana del pie.	La articulación de la rodilla se mueve de una extensión casi completa a 40° de flexión.

Fuente. (Gamboa, 2016)

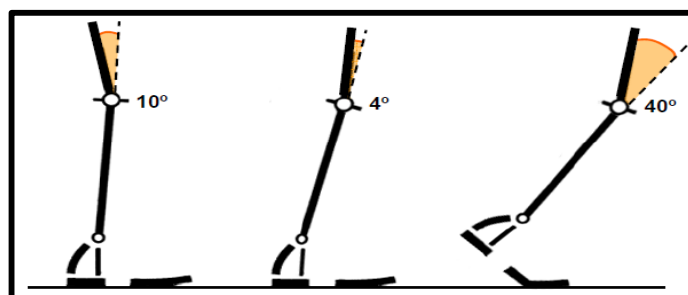


Figura 43. Estudio cinemático de la rodilla en el Intervalo II de la marcha

Fuente. (Gamboa, 2016)

c. La cadera

Tabla 37.

Análisis de la cadera en el Intervalo II

En el apoyo medio.	La articulación de la cadera se encuentra en posición neutra 30° y comienza a moverse hacia la extensión.
Inmediatamente después del despegue del talón.	La cadera alcanza un máximo de hiperextensión de 20° .
En el momento de despegue de los dedos del suelo.	La cadera está cerca de una posición neutra y se mueve en dirección de la flexión.

Fuente. (Gamboa, 2016)

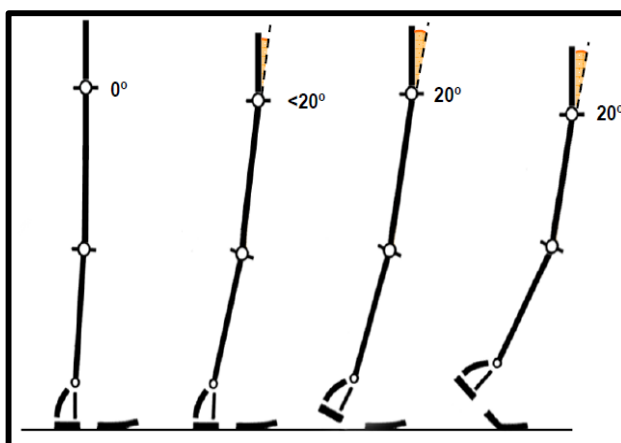


Figura 44. Estudio cinemático de la cadera en el Intervalo II de la marcha

Fuente. (Gamboa, 2016)

INTERVALO III

a. El tobillo

Tabla 38.

Análisis del tobillo en el Intervalo III

Durante la etapa de balanceo.	La pie se mueve de su posición inicial de flexión plantar al desprenderse del suelo a una posición esencialmente neutra 0° que se mantiene durante toda la etapa de balanceo
-------------------------------	---

Fuente. (Gamboa, 2016)

b. La rodilla

Tabla 39.

Análisis de la rodilla en el Intervalo III (Gamboa, 2016)

Entre el despegue del pie y la parte media de la etapa de balanceo.	La rodilla se flexiona de una posición inicial de aproximadamente 40° a un ángulo de máxima flexión de aproximadamente 65°
Entre la parte media de la etapa de balanceo y el contacto del talón.	La rodilla se extiende casi completamente hasta el último instante de la etapa de balanceo.

Fuente. (Gamboa, 2016)

c. La cadera

Tabla 40.

Análisis de la cadera en el Intervalo III

Durante la etapa de balanceo	Partiendo de una posición neutral, la articulación de la cadera se flexiona aproximadamente 30° y se mantiene en esa posición.
------------------------------	---

Fuente. (Gamboa, 2016)

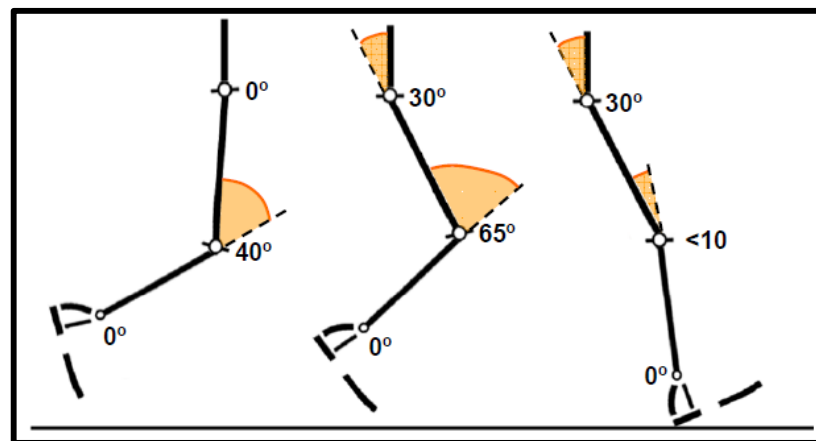


Figura 45. Estudio cinemático de las articulaciones en el intervalo III de la marcha

Fuente. (Gamboa, 2016)

3.8.5 Control de la rodilla

La fricción mecánica y también los sistemas hidráulico y neumático se usan para controlar el movimiento de la pierna durante las fases del ciclo de marcha. De no existir un frenado del movimiento de la rodilla cuando se hace una marcha relativamente rápida, la rodilla protésica tiende a flexionarse excesivamente durante la primera parte de la fase de balanceo, y frena bruscamente con un tope cuando la rodilla se extiende totalmente. Aplicando resistencia a la rotación del eje de la rodilla, por medio de un mecanismo de frenado, se ayuda a controlar la flexión excesiva de la rodilla y el impacto final del balanceo. (Hennessy, 1958)

- **Fricción constante**

El tipo de fricción de rodilla que más se usa es el aparato de fricción constante. Con este sistema, la acción de frenado es constante durante toda la fase de balanceo de la marcha. La acción de frenado se consigue con un freno alrededor del eje de la rodilla (Figura 46). La cantidad de fricción puede aumentarse o disminuirse girando el tornillo de ajuste de la fricción o apretando o aflojando el manguito. (Rodríguez, 2007)

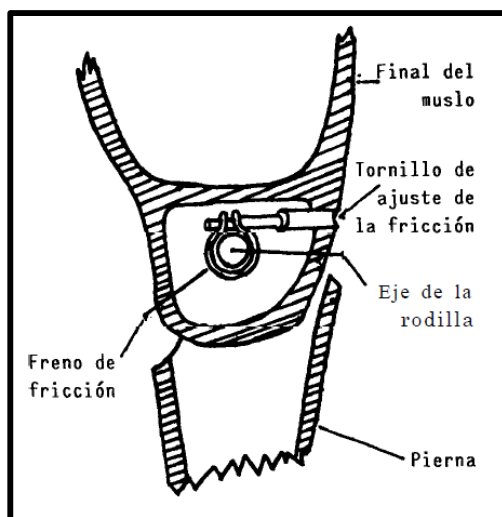


Figura 46. Mecanismo de fricción constante

Fuente. (Oandplibrary, 2016)

Su mayor desventaja es que no se adapta a los cambios de velocidad de la marcha, y durante una marcha rápida la elevación del talón hacia atrás es excesiva, puede retardarse el balanceo y puede producirse un impacto excesivo cuando la rodilla alcanza la extensión completa. (Hennessy, 1958)

- **Fricción variable**

En los mecanismos de fricción variable se puede modificar el grado de fricción, o acción de freno, durante el balanceo de la pierna. Este tipo de mecanismo de rodilla produce una resistencia bastante efectiva, al principio y al final de la fase de balanceo, y una fricción mínima durante la fase media de balanceo.

En un aparato de este tipo, la variación del frenado se consigue utilizando un número de elementos de fricción segmentados, que rotan con el eje de la rodilla (Figura 47). (Rodríguez, 2007)

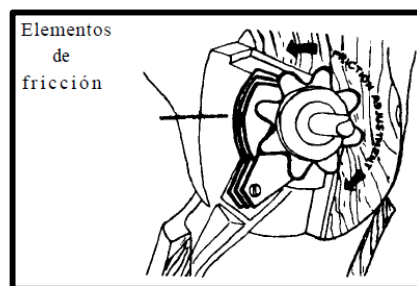


Figura 47. Mecanismo de fricción rodilla variable

Fuente. (Oandplibrary, 2016)

Las desventajas de este tipo de rodilla es el ruido que produce y requiere un mantenimiento más exhaustivo debido a que posee un gran número de partes móviles. (Hennessy, 1958)

- **Frenado de fricción**

Hay una gran variedad de modelos. En la Figura 48, el mecanismo consiste en el contacto de las superficies del freno en la sección inferior del bloque de la rodilla y la sección superior de la pierna, que están en ligero contacto durante la fase de

balanceo. Cuando el amputado carga el peso en la prótesis, las dos superficies contactan firmemente, evitando la flexión. Otros modelos utilizan mecanismos de freno que difieren en pequeños detalles, pero que son iguales en cuanto que el mecanismo de freno actúa cuando se aplica el peso sobre la prótesis. (Hennessy, 1958)

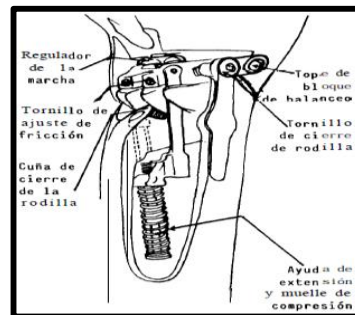


Figura 48. Freno de fricción de apoyo

Fuente. (Oandplibrary, 2016)

Este tipo de mecanismo de rodilla presenta una gran estabilidad, y sólo depende accidentalmente de la fuerza y coordinación del amputado. (Oandplibrary, 2016)

3.9 Biomecánica del pie y el tobillo

La biomecánica del pie y el tobillo es compleja, y ambas están asociadas de manera compleja una con la otra. El pie es una parte mecánica integral de la extremidad inferior y es necesaria para una marcha suave y estable. El tobillo transfiere la carga de la extremidad inferior al pie e influye íntimamente en la orientación del pie con el suelo. (Nordin & Frankel, 2005)

3.9.1 Cinemática del pie

El movimiento global del pie es complejo y tiene lugar en torno a tres ejes y sobre tres planos como se puede ver en la Figura 49. La flexión-extensión tiene lugar el plano sagital, la abducción-aducción en el plano horizontal o transversal, y la inversión-eversión en el plano coronal o frontal. (Nordin & Frankel, 2005)

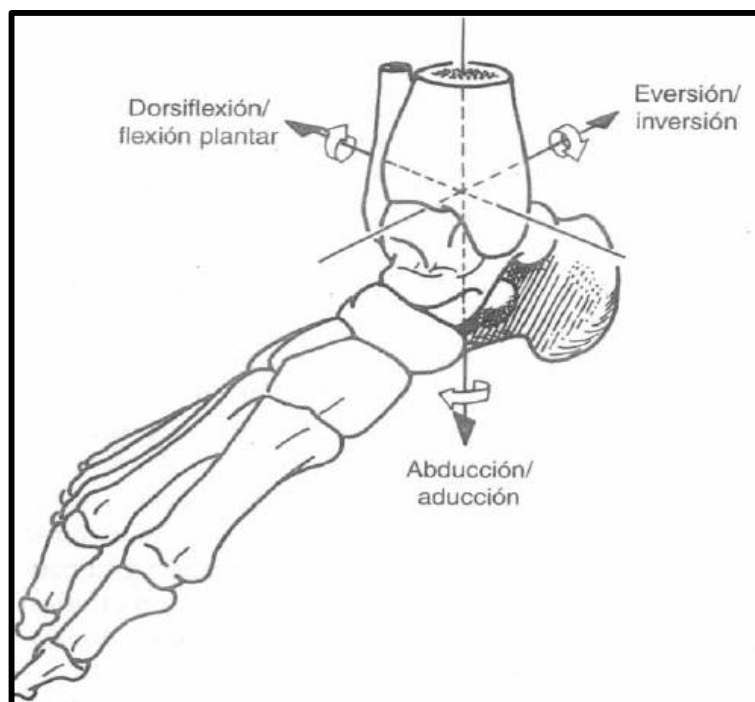


Figura 49. Movimiento del pie alrededor de los tres ejes

Fuente. (Nordin & Frankel, 2005)

3.9.2 Cinemática del tobillo

El movimiento del tobillo se produce principalmente en el plano sagital y se describe como flexión plantar (flexión) y flexión dorsal (extensión). Se ha publicado un amplio rango de movimiento normal del tobillo que se muestra en la Figura 50. (Nordin & Frankel, 2005)

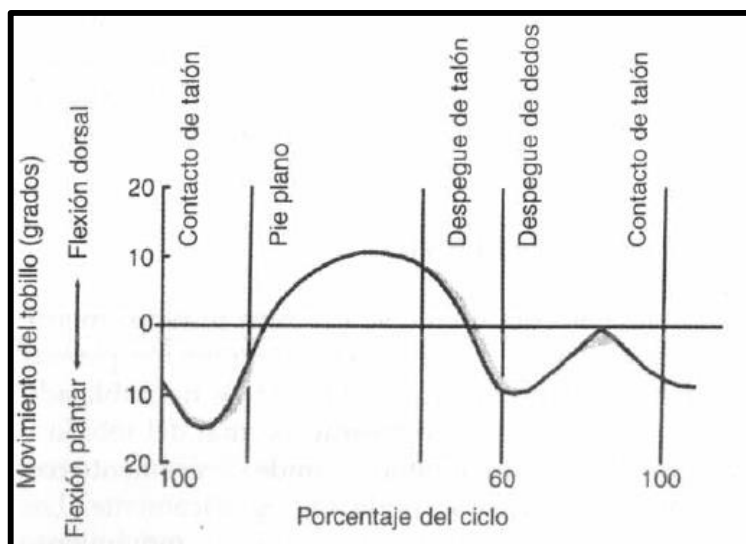


Figura 50. Rango de movimiento de la articulación del tobillo en el plano sagital

Fuente. (Nordin & Frankel, 2005)






3.10 Análisis angular de pierna sin amputación durante la marcha

A continuación, en la Tabla 41 se muestra el análisis angular de la pierna sin amputación durante la fase de apoyo considerando las siguientes etapas:

- Contacto del talón
- Apoyo plantar
- Apoyo medio
- Elevación del talón
- Despegue del pie

Tabla 41.

Análisis angular del pie sin amputación durante la fase de apoyo

FASE DE APOYO	
Contacto del talón	Apoyo plantar
	
Apoyo medio	Elevación del talón
	
Despegue del pie	
	

A continuación, en la Tabla 42 se muestra el análisis angular de la pierna sin amputación durante la fase de balanceo considerando sus siguientes etapas:

- Aceleración
- Balanceo medio
- Desaceleración

Tabla 42.

Análisis angular del pie sin amputación durante la fase de balanceo

FASE BALANCEO	
Aceleración	Balanceo medio
	
Desaceleración	
	

A continuación, en la Figura 56 se muestra el esquema que se utilizó para realizar la medición de los ángulos del pie sin amputación.

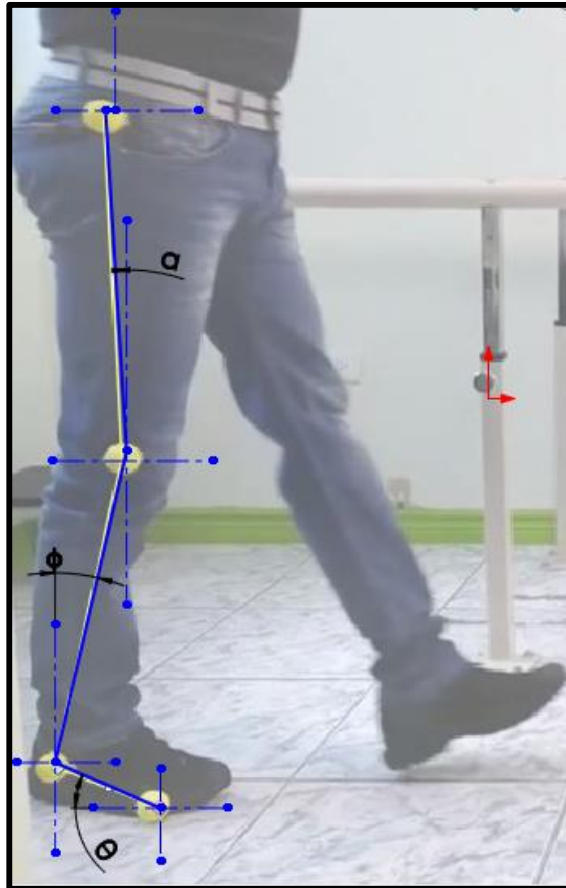


Figura 51. Análisis angular de la pierna sin amputación

A continuación, en la Tabla 43 se muestran las mediciones más relevantes de los ángulos de la pierna sin amputación en la rodilla, tobillo y pie.

Tabla 43. Análisis angular de la pierna sin amputación

α ($^{\circ}$)	ϕ ($^{\circ}$)	θ ($^{\circ}$)
3,11	12,92	23,37
4,06	59,90	132,50
21,83	11,04	0,64
17,60	3,77	4,93
1,30	18,62	9,34
14,81	31,55	6,14
11,67	52,09	85,36
6,24	7,05	13,16

1,42	1,42	1,76
14,62	20,09	5,46
18,43	33,38	30,85

3.11 Diseño del subsistema mecánico

3.11.1 Análisis dimensional de la pierna

Para el dimensionamiento de las partes de la prótesis se utilizó como referencia los datos obtenidos mediante análisis antropométricos en Norteamérica, en donde se encontró una relación entre la longitud de las partes del cuerpo humano y la altura de la persona. A continuación, se detallan las relaciones en la Figura 52.

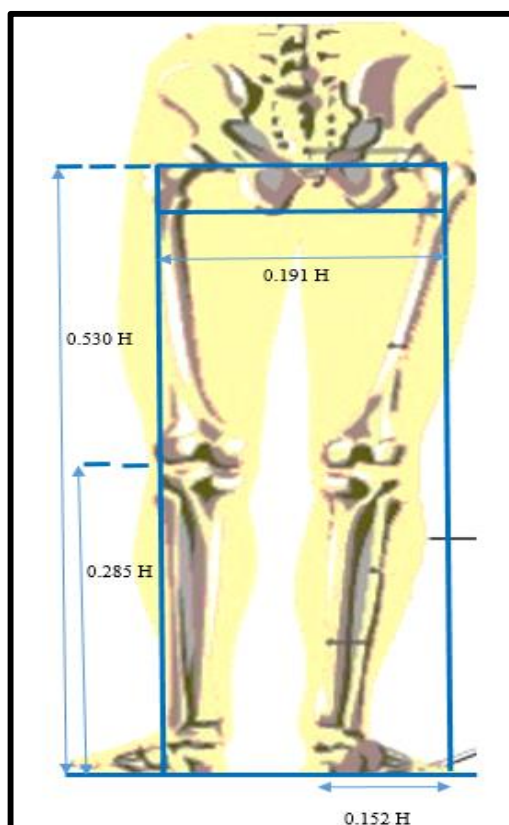


Figura 52. Análisis antropométrico de los miembros inferiores

Fuente. (Milián, Moncada, & Borjas, 2014)

En base a estos análisis se obtienen los siguientes datos mostrados en la Tabla 44.

Tabla 44.

Análisis antropométrico miembros inferiores del cuerpo humano

LONGITUD	RELACIÓN
Desde pie hasta cadera	0.530 H
Desde pie hasta rodilla	0.285 H
Longitud pie	0.152 H
Ancho pie	0.055 H
Longitud horizontal cadera	0.191 H

Fuente. (Milián, Moncada, & Borjas, 2014)

Estos datos servirán como referencia para dimensionar cada uno de los elementos de la prótesis, posterior a ello se verifica con las mediciones reales tomadas al paciente como se muestran en las Figuras 53 y 54.

**Figura 53.** Medición de la altura de la pierna del paciente



Figura 54. Medición longitud del pie del paciente

3.11.2 Dimensionamiento de los motores

Para el dimensionamiento de los motores a utilizar se debe establecer las cargas en estado de reposo que afectan el comportamiento del motor.

- **Dimensionamiento motor de la rodilla**

El análisis se realizó considerando que la persona se puede desplazar por un plano completamente horizontal considerando el ángulo de inclinación que se produce en el movimiento de la rodilla.

En la Figura 55 se muestra las cargas para el caso de la rodilla en el que la persona se desplaza en un plano horizontal con una ligera inclinación.

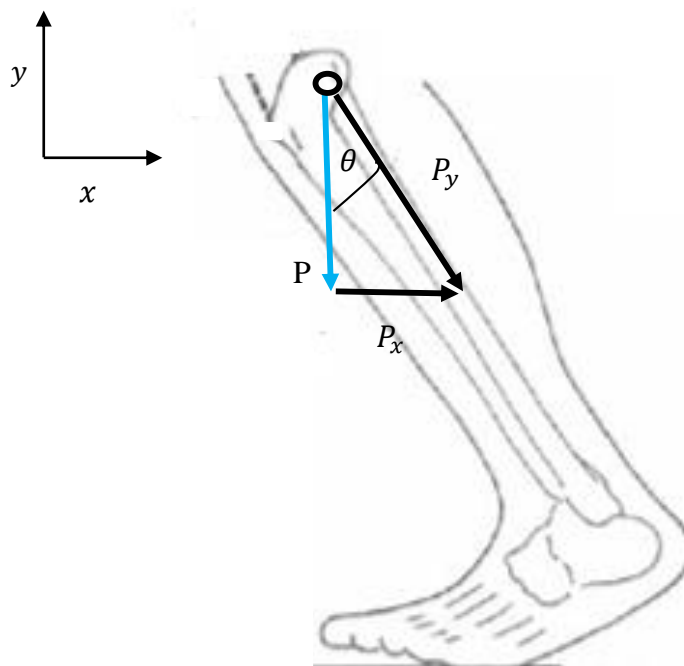


Figura 55. Cargas presentes en el reposo de la pierna humana

Se observa que la fuerza P se descompone en los ejes correspondientes del plano inclinado.

$$P_x = m * g * \sin(\theta) \quad (3.1)$$

$$P_y = m * g * \cos(\theta) \quad (3.2)$$

Donde P_x y P_y son las componentes del peso de la prótesis en los ejes x e y respectivamente.

Además, para que la persona pueda caminar sobre el plano necesita vencer la fuerza de fricción del piso y el pie. Dicha relación se expresa:

$$f = \mu N \quad (3.3)$$

Donde f es la fuerza de rozamiento, μ el coeficiente de fricción y N es la fuerza normal o reacción que se produce al estar en contacto las dos superficies, la del pie y la del piso. La fuerza de rozamiento es la componente que debe ser vencida por el torque del motor como se muestra en la Figura 56.

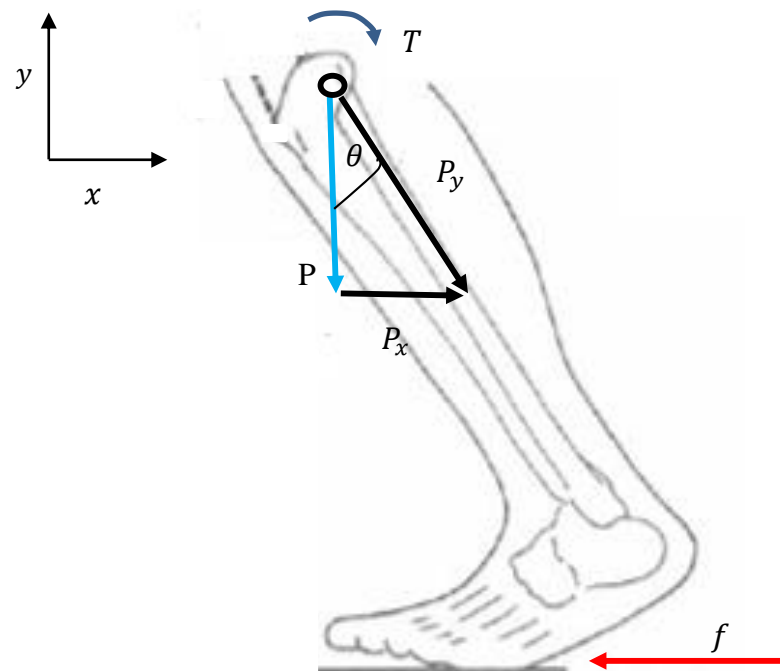


Figura 56. Cargas presentes en el desplazamiento de la pierna humana

La sumatoria de momentos respecto al centro de la rodilla establece la siguiente relación

$$T = f * R \quad (3.4)$$

Donde T es el torque del motor, f es la fuerza de rozamiento y R es el radio de la rodilla.

Para dimensionar correctamente los motores se debe considerar los límites de funcionamiento del mismo es decir simular el movimiento introduciendo la aceleración.

$$\sum F_x = m * a$$

$$m * a = P_x + f$$

$$m * a = m * g * \sin(\theta) - f \quad (3.5)$$

De la ecuación 3.4 se tiene que:

$$f = \frac{T}{R}$$

Reemplazando en la ecuación 3.5 se tiene:

$$m * a = m * g * \sin(\theta) - \frac{T}{R} \quad (3.6)$$

Se procede a despejar T de la ecuación 3.6:

$$T = m * R * [-a + g * \sin(\theta)] \quad (3.7)$$

La ecuación 3.7 representa el torque necesario para que la prótesis avance por el plano con velocidad variable utilizando un solo motor. Se debe considerar la eficiencia del motor (e) y el factor de seguridad (f_s). Obteniendo la ecuación 3.8:

$$T_m = f_s \left(\frac{100}{e} \right) * T \quad (3.8)$$

Con esto se tiene la ecuación 3.9:

$$T_{fm} = f_s \left(\frac{100}{e} \right) \{m * R * [-a + g * \sin(\theta)]\} \quad (3.9)$$

Para encontrar el dato numérico del torque se utilizaron los siguientes datos obtenidos en el análisis de marcha de una persona con los siguientes datos mostrados en la Tabla 45.

Tabla 45.

Datos de la persona para dimensionamiento de motores

Sexo	Masculino
Peso	75 kg
Longitud de la pierna	93 cm bilateral

Fuente. (Escobar, 2004)

Los resultados obtenidos en el análisis de marcha son los mostrados en la Tabla 46.

Tabla 46.
Resultados del análisis de marcha (Escobar, 2004)

Variables	Resultado
Tiempo de marcha lenta	3 segundos
Numero de pasos marcha lenta	5 pasos
Longitud de paso marcha lenta	51 cm
Velocidad marcha lenta	1.67 m/s
Aceleración marcha lenta	0.55 m/s ²

Fuente. (Escobar, 2004)

En el análisis de los intervalos de movimiento de la marcha humana mostrados en el capítulo II se puede observar que el ángulo máximo que alcanza la rodilla es 65° y el ángulo mínimo 25°, considerando 65° como máximo se calcula el torque que se muestra a continuación al reemplazar los valores en la ecuación 3.9.

$$T_{fm} = 2 \left(\frac{100}{90} \right) \{ 2kg * 0.032 m * [9.81 * \sin(65^\circ) - 0.56m/s^2] \}$$

$$T_{fm} = 1.18 Nm$$

A partir de estos datos se hizo la selección de los servomotores el cual presenta los siguientes datos mostrados en la Tabla 47.

Tabla 47.
Datos servomotor HD 6221 M

SERVOMOTOR HD 6221 M	
Par de torsión	17 kg/cm a 4.8 V y 20 kg/cm a 6V
Velocidad de operación	0.18 s/60° y 0.16 s/60°
Dimensiones	40.5 x 20.2 x 38 mm
Voltaje	6 V

El servomotor HD 6221 M tiene un torque mostrado en la ecuación 3.10.

$$T_m = 20 \text{ kg} * cm * 10 \frac{m}{s^2} * \frac{1m}{100cm} \quad (3.10)$$

$$T_m = 2 \text{ Nm}$$

- **Dimensionamiento motor del pie**

El ángulo máximo que alcanza el pie es 45^0 y el ángulo mínimo 5^0 , considerando 45^0 como máximo se calcula el torque que se muestra a continuación al reemplazar los valores en la ecuación 3.9.

$$T_{fm} = 2 \left(\frac{100}{90} \right) \{ 1 \text{ kg} * 0.032 \text{ m} * [9.81 * \sin(45^0) - 0.56 \text{ m/s}^2] \}$$

$$T_{fm} = 0.45 \text{ Nm}$$

Como se puede observar el servomotor seleccionado también se puede utilizar para soportar el peso en el pie.

- **Justificación de dimensionamiento de motores**

Durante la fase de apoyo una sola pierna recibe todo el peso del cuerpo y durante la fase de oscilación solo actúa la gravedad, para lo cual los motores deben soportar el peso de la persona que es de 80 kg y el de la prótesis que es de aproximadamente 2kg. Con este precedente se calcula el torque numérico del sistema con los dos servomotores, mostrado en la ecuación 3.11 y basados en el diagrama de la Figura 57.

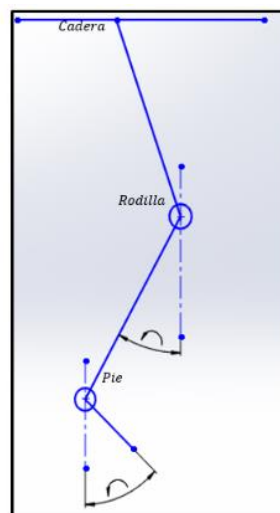


Figura 57. Modelo de la pierna en el plano sagital durante el ciclo de marcha

$$T_{total} = T_{m1} + T_{m2} \quad (3.11)$$

$$T_{total} = 20 \frac{kg}{cm} * 2.5 + 20 \frac{kg}{cm} * 5cm$$

$$T_{total} = 50 \frac{kg}{cm} + 100 \frac{kg}{cm} = 150 \frac{kg}{cm} \approx 15 Nm$$

Como se puede observar se tiene un torque total de 150 kg/cm suficiente para soportar los 82 kg de la persona y la prótesis.

3.11.3 Diseño engranes

Para el diseño se considera la Figura 58.

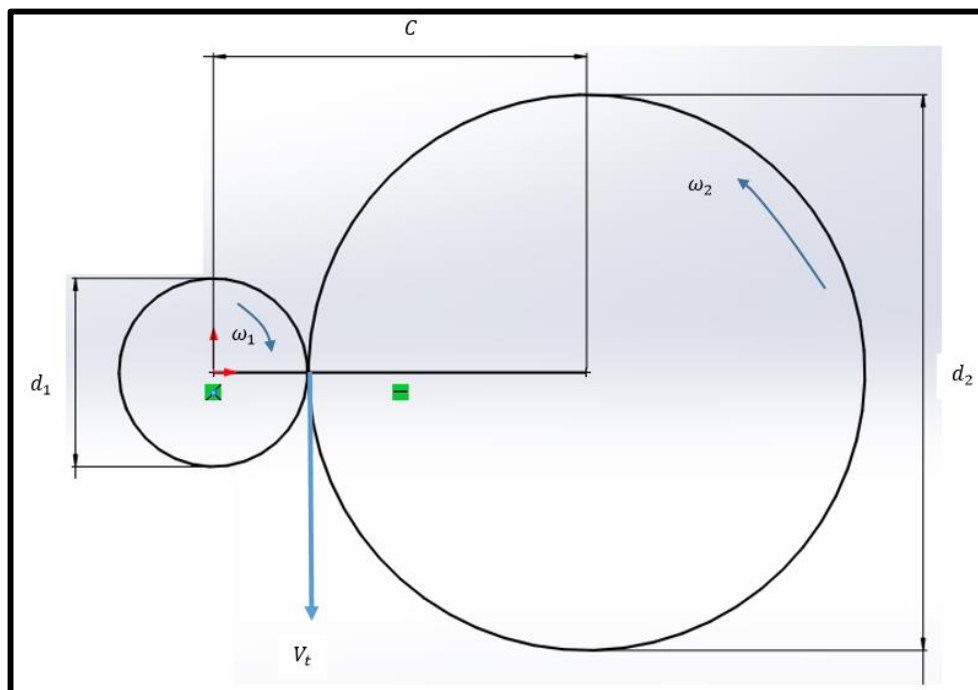


Figura 58. Contacto entre engranes

Para los cálculos se tiene que:

- N : número de dientes del engrane
- VR : relación de velocidad

- C : distancia entre centros
- P_d : paso diametral
- d_1 y d_2 : paso diametral del engrane 1 y engrane 2 respectivamente.
- m : módulo
- F : ancho de cara
- V_t : velocidad de la línea de paso
- p : paso circular
- t : espesor del diente
- a : addendum
- b : dedendum

Para el diseño se considera el número de dientes del engrane 1 como 12.

$$N_1 = 12 \text{ dientes}$$

Se requiere una relación 2.5:1 entre los engranes,

$$VR = 2.5$$

Se procede a calcular el número de dientes del segundo engrane utilizando la ecuación 3.12.

$$VR = \frac{N_1}{N_2} \quad (3.12)$$

$$N_2 = 30 \text{ dientes}$$

Partiendo de la ecuación 3.13 se calcula la distancia entre centros.

$$C = \frac{N_1 + N_2}{2P_d} \quad (3.13)$$

$$C = 4.149 \text{ pulg}$$

Se procede a calcular el paso diametral de la ecuación 3.14.

$$P_d = \frac{N_1 + N_2}{2C} \quad (3.14)$$

$$P_d = \frac{(12 + 30)dientes}{2 * 4.149 pulg}$$

$$P_d = 10.12 \frac{dientes}{pulg} \approx 10 \frac{dientes}{pulg}$$

Se procede a calcular el diámetro de paso del engrane 1 a partir de la ecuación 3.15.

$$d_1 = \frac{N_1}{P_d} \quad (3.15)$$

$$d_1 = \frac{12 \text{ dientes}}{10 \frac{dientes}{pulg}} = 1.2 \text{ pulg} = 30.5 \text{ mm}$$

Se procede a calcular el diámetro de paso del engrane 2 a partir de la ecuación 3.16.

$$d_2 = \frac{N_2}{P_d} \quad (3.16)$$

$$d_2 = \frac{30 \text{ dientes}}{10 \frac{dientes}{pulg}} = 3 \text{ pulg} = 76.2 \text{ mm}$$

Se calcula el Módulo a partir de la ecuación 3.17.

$$m = \frac{d_1}{N} = \frac{1.2}{12} = 0.1 \text{ pulg} = 2.54 \text{ mm} \quad (3.17)$$

En la ecuación 3.18 se muestra el ancho de cara recomendado.

$$\frac{8}{P_d} < F < \frac{16}{P_d} \quad (3.18)$$

$$0.8 \text{ pulg} < F < 1.6 \text{ pulg}$$

A partir de la ecuación 3.19 se calcula las velocidades angulares del engrane 1 y 2.

$$VR = 2.5 = \frac{\omega_1}{\omega_2} \quad (3.19)$$

Partiendo de los datos del servomotor que se muestra en la ecuación 3.19 se calcula la velocidad angular del engrane 1.

$$\omega_1 = 0.15 \frac{s}{60^0}$$

$$\omega_1 = 0.15 \frac{s}{60^0} * \frac{min}{60s} * \frac{1}{\frac{2\pi}{360^0}}$$

$$\omega_1 = 418.87 \frac{rad}{s} = 66.67 \text{ rpm}$$

Se reemplaza en la ecuación 3.19 para obtener la velocidad angular del engrane 2.

$$\omega_2 = 2.5 * 418.87 \frac{rad}{s} = 167.54 \frac{rad}{s} = 27 \text{ rpm}$$

Se calcula la velocidad de la línea de paso a partir de la ecuación 3.20.

$$V_t = r_1 * \omega_1 = r_2 * \omega_2 \quad (3.20)$$

$$V_t = 30.5 \text{ mm} * 418.87 \frac{rad}{s} = 76.2 \text{ mm} * 167.54 \frac{rad}{s}$$

$$V_t = 12.7 \text{ m/s}$$

Se calcula el paso circular a partir de la ecuación 3.21.

$$p = \frac{\pi}{P} = m\pi \quad (3.21)$$

$$p = 0.1 \text{ pulg} * \pi = 0.314 \text{ pulg} = 7.97 \text{ mm}$$

Se procede a calcular el espesor del diente utilizando la ecuación 3.22.

$$t = \frac{p}{2} \quad (3.22)$$

$$t = \frac{0.314 \text{ pulg}}{2} = 0.157 \text{ pulg} = 3.98 \text{ mm}$$

Se calcula el adendo a partir de la ecuación 3.23.

$$a = \frac{1}{P_d} \quad (3.23)$$

$$a = \frac{1}{10 \text{ pulg}} = 0.1 \text{ pulg} = 2.54 \text{ mm}$$

Se calcula el dedendo a partir de la ecuación 3.24.

$$b = \frac{1.25}{P_d} \quad (3.24)$$

$$b = \frac{1.25}{10} = 0.125 \text{ pulg} = 3.175 \text{ mm}$$

A continuación se detalla el diseño del engrane 1, para el cual se utiliza como material el Aluminio 1060 con una resistencia a la tensión (S_u) y un factor de seguridad $n_d = 3$.

$$S_u = 68.93 \text{ MPa} = 10.14 \text{ ksi}$$

- **Especificaciones Engrane 1**

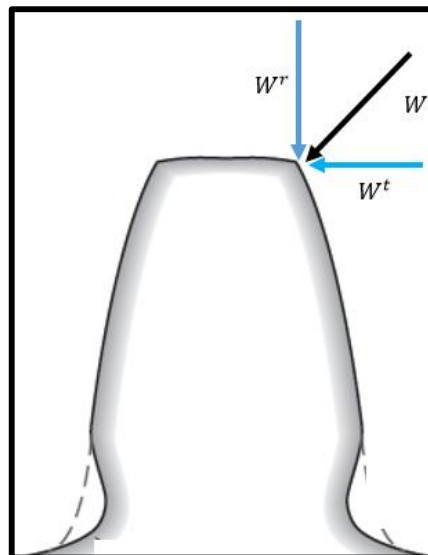


Figura 59. Distribución de fuerzas en el diente del engrane

Se calcula la velocidad en la línea de paso utilizando la ecuación 3.25.

$$V = \frac{\pi dn}{12} \quad (3.25)$$

$$V = \frac{\pi * 1.2 \text{ pulg} * 66.67 \text{ rpm}}{12} = 20.94 \frac{\text{pies}}{\text{min}}$$

Se calcula el factor de velocidad K_v a partir de la ecuación 3.26

$$K_v = \frac{1200 + V}{1200} \quad (3.26)$$

$$K_v = \frac{1200 + 20.94}{1200} = 1.0$$

Partiendo de la Tabla 90 basada en los valores de factor de forma de Lewis (Y), se hace la selección para un número de 12 dientes $Y=0.245$.

Se calcula la potencia basándose en la obtención de una vida infinita a la flexión. El límite de resistencia a la fatiga de la vida de rotación se obtiene de la ecuación 3.27.

$$S_e' = 0.5 S_{ut} = 0.5 * 10.14 \text{ ksi} = 5.07 \text{ ksi} \quad (3.27)$$

Para calcular el factor de Marín de acabado superficial k_a se consulta en la Tabla 48 para una superficie maquinada.

Tabla 48.
Factor de Marín de acabado superficial

Acabado superficial	Factor a		Exponente b
	S_{ut}, ksi	S_{ut}, MPa	
Esmerilado	1.34	1.58	-0.085
Maquinado o laminado en frio	2.70	4.51	-0.265
Laminado en caliente	14.4	57.7	-0.718
Como sale de la forja	39.9	272	-0.995

Fuente. (Budynas & Keith, 2008)

Donde $a = 2.70$ y $b = -0.265$. Entonces el factor de Marín de acabado superficial k_a se calcula a partir de la ecuación 3.28.

$$k_a = aS_{ut}^b \quad (3.28)$$

$$k_a = 2.70 * (5.07 \text{ ksi})^{-0.265}$$

$$k_a = 0.28$$

La suma de la cabeza (addendum) y la raíz (dedendum) es l como se muestra en la ecuación 3.29.

$$l = \frac{1}{P} + \frac{1.25}{P} \quad (3.29)$$

$$l = 0.1 + 0.125 = 0.325 \text{ pulg}$$

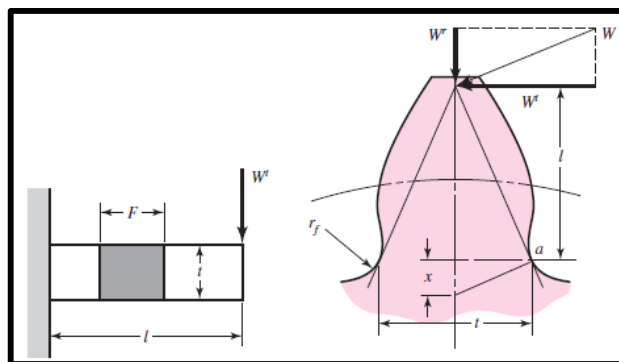


Figura 60. Esfuerzos y dimensiones del diente de engrane

Fuente. (Budynas & Keith, 2008)

Considerando la Figura 60 se tiene, que el espesor está dado por la ecuación 3.30.

$$x = \frac{3Y}{2P} \quad (3.30)$$

$$x = \frac{3 * 0.245}{2 * 10} = 0.03675 \text{ pulg}$$

Entonces el espesor del diente se calcula a partir de la ecuación 3.31.

$$t = (4lx)^{1/2} \quad (3.31)$$

$$t = (4 * 0.325 \text{ pulg} * 0.03675 \text{ pulg})^{1/2}$$

$$t = 0.2185 \text{ pulg}$$

Se considera el diente como una viga en voladizo de sección transversal rectangular de modo que se debe obtener el diámetro equivalente de la viga rotatoria de la ecuación 3.32.

$$d_e = 0.808(Ft)^{1/2} \quad (3.32)$$

$$d_e = 0.808(0.8 \text{ pulg} * 0.2185 \text{ pulg})^{1/2}$$

$$d_e = 0.34 \text{ pulg}$$

Se requiere el factor de tamaño k_b . Los resultados para flexión y torsión pueden expresarse como se muestra en la ecuación 3.33.

$$k_b = \begin{cases} (d/0.3)^{-0.107} = 0.879 d^{-0.107} & 0.11 \leq d \leq 2 \text{ pulg} \\ 0.91d^{-0.157} & 2 < d \leq 10 \text{ pulg} \\ \left(\frac{d}{7.62}\right)^{-0.107} = 1.24 d^{-0.107} & 2.79 \leq d \leq 51 \text{ mm} \\ 1.51 d^{-0.157} & 51 < d \leq 254 \text{ mm} \end{cases} \quad (3.33)$$

Se tiene entonces que el factor de tamaño es como se muestra en la ecuación 3.34.

$$k_b = \left(\frac{d_e}{0.30}\right)^{-0.107} \quad (3.34)$$

$$k_b = \left(\frac{0.34}{0.30}\right)^{-0.107} = 0.986$$

Se establece el factor de temperatura k_c , k_d y el factor de confiabilidad k_e con un valor de 1, como se muestra en la ecuación 3.35.

$$k_c = k_d = k_e = 1 \quad (3.35)$$

Se tiene el factor de concentración de esfuerzo por fatiga $k_f = 1.66$. La ecuación de Marin para el límite de durabilidad completamente corregido es:

$$S_e = k_a k_b k_c k_d k_e k_f S_e' \quad (3.36)$$

$$S_e = 0.28 * 0.986 * 1 * 1 * 1 * 5.07 \text{ ksi}$$

$$S_e = 1.39 \text{ ksi}$$

Para el esfuerzo primero se determinará el factor de concentración del esfuerzo a la fatiga K_f . En el caso de un diente de altura completa a 20° , el radio de la raíz del entalle se denota por r_f como se muestra en la ecuación 3.37.

$$r_f = \frac{0.300}{P} \quad (3.37)$$

$$r_f = \frac{0.300}{10} = 0.03 \text{ pulg}$$

Dando $k_t = 1.68$ de la Figura 133 $q = 0.62$, se sustituye en la siguiente ecuación 3.38.

$$K_f = 1 + q_{cortante} (K_{fs} - 1) \quad (3.38)$$

$$K_f = 1 + 0.62 * (1.68 - 1) = 1.42$$

Para un factor de diseño $n_d = 3$, aplicado a la carga o resistencia, el esfuerzo de flexión permisible se muestra en la ecuación 3.39.

$$\sigma_{perm} = \frac{S_e}{K_f n_d} \quad (3.39)$$

$$\sigma_{perm} = \frac{1.39 \text{ ksi}}{1.42 * 3} = 0.32 \text{ ksi}$$

La carga transmitida es W^t como se muestra en la ecuación 3.40.

$$W^t = \frac{FY\sigma_{perm}}{K_v P} \quad (3.40)$$

$$W^t = \frac{0.8 \text{ pulg} * 0.245 * 0.54 \text{ ksi}}{1.01 * 10} = 10.48 \text{ lbf}$$

La potencia se muestra en la ecuación 3.41.

$$hp = \frac{W^t * V}{33000} \quad (3.41)$$

$$hp = \frac{10.48 \text{ lbf} * 20.94 \frac{\text{pies}}{\text{min}}}{33000}$$

$$hp = 0.00665 hp * \frac{745.7 \text{ watts}}{1hp} = 4.95 \text{ watts}$$

- **Especificaciones Engrane 2**

Se considera el material Aluminio 1060 para la fabricación del engrane 2 con las siguientes propiedades:

$$S_u = 68.93 \text{ MPa} = 10.14 \text{ ksi}$$

$$S_y = 27.57 \text{ MPa} = 4 \text{ ksi}$$

Donde S_u es la resistencia a la tensión y S_y es la resistencia a la fluencia, y un factor de seguridad $n_d = 3$, se evalúa con la resistencia a fluencia como criterio de falla, siendo así el esfuerzo de flexión permisible mostrado en la ecuación 3.42.

$$\sigma_{perm} = \frac{S_y}{n_d} \quad (3.42)$$

$$\sigma_{perm} = \frac{4 \text{ ksi}}{3} = 1.33 \text{ ksi}$$

Se calcula la velocidad en la línea de paso a partir de la ecuación 3.25.

$$V = \frac{\pi * 3 \text{ pulg} * 27 \text{ rpm}}{12} = 21.20 \frac{\text{pies}}{\text{min}}$$

Se calcula el factor de velocidad K_v a partir de la ecuación 3.26.

$$K_v = \frac{1200 + 21.20}{1200} = 1.01$$

Partiendo de la Tabla 90 basada en los valores de factor de forma de Lewis Y se hace la selección para un número de 30 dientes $Y=0.359$.

Se halla la componente tangencial de la carga a partir de la ecuación 3.40.

$$W^t = \frac{0.19 \text{ pulg} * 0.359 * 1.33 \text{ ksi}}{1.01 * 10} = 8.98 \text{ lbf}$$

La potencia que se puede transmitir se obtiene a partir de la ecuación 3.41.

$$hp = \frac{8.98 \text{ lbf} * 21.20 \frac{\text{pies}}{\text{min}}}{33000}$$

$$hp = 0.00576 \text{ hp} * \frac{745.7 \text{ watts}}{1 \text{ hp}} = 4.30 \text{ watts}$$

- **Desgaste en los Engranés**

Se inicia con el engrane 1 ya que es el de menor tamaño, que trasmite la carga más grande. Se realiza el diseño para el desgaste por esfuerzo de contacto ya que a menudo es el factor limitante.

Se procede a calcular el factor geométrico de resistencia superficial I como se muestra en la ecuación 3.43

$$I = \frac{\cos\phi_t \sin\phi_t}{2m_N} * \frac{m_G}{m_G + 1} \quad (3.43)$$

Donde ϕ_t : ángulo de depresión

m_N : Relación de repartición de la carga.

m_G : Relación de velocidades.

A continuación, se sustituyen valores en la ecuación 3.43.

$$I = \frac{\cos 20^\circ \sin 20^\circ}{2 * 1} * \frac{2.5}{2.5 + 1}$$

$$I = 0.1147$$

Se calcula el factor dinámico k_v mostrado en la ecuación 3.44; el mismo que se emplea para tomar en cuenta imprecisiones en la fabricación y acoplamiento de dientes de engranes en movimiento.

$$k_v = \left(\frac{A + \sqrt{V}}{A} \right)^B \quad (3.44)$$

La AGMA ha definido un conjunto de números de control de calidad. Estos números definen las tolerancias para engranes de diversos tamaños fabricados con una clase de calidad específica. Los números de calidad del 3 al 7 incluyen la mayoría de los engranes de calidad comercial. Los números del 8 al 12 son de calidad de precisión.

El número de nivel de exactitud en la transmisión Q_v de AGMA se puede considerar igual que el número de calidad. (Budynas & Keith, 2008)

Se realizará los cálculos siguientes para Q_v de 7 reemplazando en las ecuaciones 3.45 y 3.46 para hallar A y B.

Donde

$$A = 50 + 56(1 - B) \quad (3.45)$$

$$B = 0.25(12 - Q_v)^{2/3} \quad (3.46)$$

Se tiene A=65.1 y B=0.731, estos valores se reemplazan en la ecuación 3.44.

$$k_v = \left(\frac{65.1 + \sqrt{20.94}}{65.1} \right)^{0.731}$$

$$k_v = 1.05$$

Por lo regular el ancho de cara F es de 3 a 5 veces el paso circular como se tiene en la ecuación 3.47.

$$F = 4 \left(\frac{\pi}{P} \right) = 4 \left(\frac{\pi}{10} \right) = 1.256 \text{ pulg} \quad (3.47)$$

Se calcula el factor de distribución de la carga K_m como se observa en la ecuación 3.48.

$$K_m = C_{mf} = 1 + C_{mc}(C_{pf}C_{pm} + C_{ma}C_e) \quad (3.48)$$

Dónde

$$C_{mc} = \begin{cases} 1 & \text{para dientes sin coronar} \\ 0.8 & \text{para dientes coronados} \end{cases} \quad (3.49)$$

$$C_{pf} = \begin{cases} \frac{F}{10d} - 0.025 & F \leq 1 \text{ plg} \\ \frac{F}{10d} - 0.0375 + 0.0125F & 1 \text{ pulg} < F \leq 17 \text{ pulg} \\ \frac{F}{10d} - 0.1109 + 0.207F - 0.000228F^2 & 17 < F \leq 40 \text{ pulg} \end{cases} \quad (3.50)$$

$$C_{pf} = \frac{F}{10d} - 0.0375 + 0.0125F$$

$$C_{pf} = \frac{1.256}{10 * 1.2} - 0.0375 + 0.0125 * 1.256$$

$$C_{pf} = 0.083$$

$$C_{mc} = \begin{cases} 1 & \text{para piñón montado separado con } S_1/S < 0.175 \\ 1.1 & \text{para piñón montado separado con } S_1/S \geq 0.175 \end{cases} \quad (3.51)$$

$$C_{ma} = A + BF + CF^2 \quad (\text{ver la tabla 91 para los valores } A, B, C) \quad (3.52)$$

$$C_e = \begin{cases} 0.8 & \text{para engranajes ajustados durante el ensamble} \\ 1 & \text{para todas las otras condiciones} \end{cases} \quad (3.53)$$

Se reemplaza valores en la ecuación 3.48 como se muestra a continuación

$$K_m = C_{mf} = 1 + 1(0.083 * 1 + 0.15 * 1)$$

$$K_m = 1.23$$

El coeficiente elástico C_p se obtiene a partir de la Tabla 92 en este caso $C_p = 2300$.

La resistencia a la picadura (esfuerzo de contacto) se expresa como se ve en la ecuación 3.54.

$$\sigma_c = C_p \sqrt{\frac{W^t K_o K_v K_s K_m C_f}{d_p F I}} \quad (3.54)$$

ENGRANE 1	ENGRANE 2
$\sigma_c = 2300 \sqrt{\frac{10.48 * 1.05 * 1.23}{1.2 * 1.256 * 0.1147}}$ $\sigma_c = 20351.1 \text{ psi}$	$\sigma_c = 2300 \sqrt{\frac{8.98 * 1.05 * 1.23}{3 * 1.256 * 0.1147}}$ $\sigma_c = 11914.5 \text{ psi}$

Se obtiene el factor de vida Z_N a partir del número de ciclos para la vida especificada de 17280 horas.

ENGRANE 1

ENGRANE 2

$$L = 17280h \left(60 \frac{\text{min}}{h}\right) (66.67 \text{ rpm}) \quad \left| \quad L = 17280h \left(60 \frac{\text{min}}{h}\right) (27 \text{ rpm})\right.$$

$$L = 6.91 * 10^7 \text{ rev} \quad \left| \quad L = 2.79 * 10^7 \text{ rev}\right.$$

La ecuación 3.55 muestra del esfuerzo de contacto permisible

$$\sigma_{c,perm} = \frac{S_c}{S_H} * \frac{Z_N C_H}{K_T K_R} \quad (3.55)$$

El factor de ciclos de esfuerzo $Z_N = 0.9$ a partir de la Figura 134. Se establece $K_R = K_T = C_H = 1$, estos valores se sustituyen en la ecuación 3.57 con un factor de diseño de 1.5.

$$S_c = \frac{S_H \sigma_{c,perm}}{Z_N} \quad (3.56)$$

ENGRANE 1	ENGRANE 2
$S_c = \frac{1.5 * 20351.1 \text{ psi}}{0.9}$	$S_c = \frac{1.5 * 11914.5 \text{ psi}}{0.9}$
$S_c = 33918.5 \text{ psi}$	$S_c = 19857.5 \text{ psi}$

A continuación se calcula el factor de seguridad para el desgaste de los engranes a partir de la ecuación 3.57 como se muestra a continuación.

$$n_c = \frac{\sigma_{c,perm}}{\sigma_c} = \frac{S_c \sigma_c}{Z_N} \quad (3.57)$$

ENGRANE 1	ENGRANE 2
$n_c = \frac{45000 \text{ psi} * 0.9}{20351.1 \text{ psi}}$	$n_c = \frac{45000 \text{ psi} * 0.9}{11914.5 \text{ psi}}$
$n_c = 1.99$	$n_c = 3.39$

- **Flexión en los Engranes**

A partir de la Figura 135 se obtiene el factor geométrico J de resistencia a la flexión.

ENGRANE 1	ENGRANE 2
$J = 0.20$	$J = 0.27$

El factor de espesor del aro K_B se tiene a partir de la ecuación 3.58.

$$K_B = \begin{cases} 1.6 \ln \frac{2.242}{m_B} & m_B < 1.2 \\ 1 & m_B \geq 1.2 \end{cases} \quad (3.58)$$

A partir de la ecuación 3.59 se calcula el esfuerzo de flexión.

$$\sigma = W^t K_o K_v K_s \frac{P_d K_m K_B}{F J} \quad (3.59)$$

Dónde:

W^t : es la carga tangencial transmitida en lbf

K_o : es el factor de sobrecarga

K_v : es el factor dinámico

K_s : es el factor de tamaño

P_d : es el paso diametral transversal

F : es el ancho de la cara del elemento más angosto

K_m : es el factor de distribución de la carga

K_B : es el factor del espesor del aro

J : es el factor geométrico de resistencia a la flexión

m_t : es el módulo transversal métrico

ENGRANE 1	ENGRANE 2
$\sigma = \frac{10.48 * 1.05 * 10 * 1.23}{0.2 * 1.5}$ $\sigma = 341.57 \text{ psi}$	$\sigma = \frac{8.98 * 1.05 * 10 * 1.23}{0.27 * 1.256}$ $\sigma = 454.184 \text{ psi}$

Partiendo de las ecuaciones 3.41 y 3.44, se tiene el esfuerzo permisible para cada engrane como se muestra a continuación.

ENGRANE 1

ENGRANE 2

$$\sigma_{perm} = 540 \text{ psi}$$

$$\sigma_{perm} = 1330 \text{ psi}$$

Finalmente se obtiene el factor de seguridad para la flexión de los engranes a partir de la ecuación 3.60.

$$n_d = \frac{\sigma_{perm}}{\sigma} \quad (3.60)$$

ENGRANE 1	ENGRANE 2
$n_d = \frac{540 \text{ psi}}{341.57 \text{ psi}}$	$n_d = \frac{1330 \text{ psi}}{454.184 \text{ psi}}$
$n_d = 1.58$	$n_d = 2.92$

3.11.4 Diseño ejes

El eje de la rodilla presenta las siguientes dimensiones que se muestra en la Figura 61.

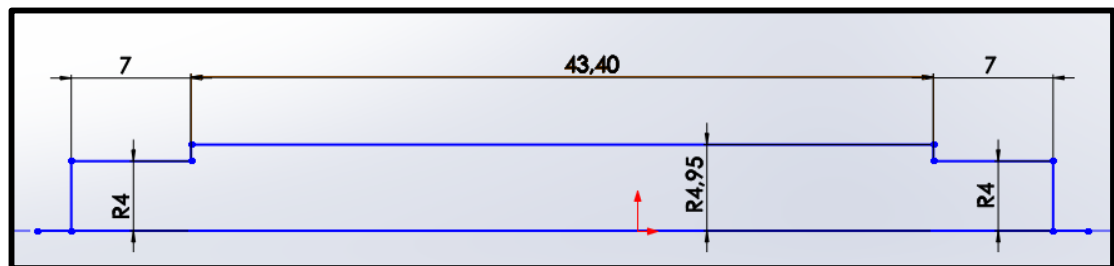


Figura 61. Dimensiones eje de la rodilla

Se elige el Acero inoxidable con las siguientes propiedades mostradas en la Tabla 49.

Tabla 49. Propiedades acero inoxidable 303

MATERIAL	Resistencia a la tensión (MPa)	Resistencia a la fluencia (MPa)
Acero inoxidable 303	$S_{ut} = 568$	$S_y = 276$

Fuente. (Budynas & Keith, 2008)

Se procede a calcular el límite de resistencia a la fatiga en el punto crítico seleccionado. Pero para ello es necesario calcular los factores de condición superficial k_a y el factor de superficie k_b .

- **FACTOR DE CONDICIÓN SUPERFICIAL**

De la Tabla 48 se selecciona un acabado superficie maquinado o laminado en frío donde $a = 4.51 MPa$ y un $b = -0.265$, con estos parámetros se calcula el factor de condición superficial reemplazando valores en la ecuación 3.28.

$$k_a = 4.51(568)^{-0.265}$$

$$k_a = 0.84$$

- **FACTOR DE SUPERFICIE**

Se considera $k_b = 0.9$ y $k_c = k_d = k_e = 1$

- **LÍMITE DE RESISTENCIA A LA FATIGA**

Se calcula el límite de resistencia a la fatiga de la vida de rotación a partir de la ecuación 3.27.

$$S_e' = 0.5S_{ut}$$

$$S_e' = 0.5(568 MPa) = 284 MPa$$

Se calcula el límite de resistencia a la fatiga a partir de la ecuación 3.36.

$$S_e = k_a k_b k_c k_d k_e k_f S_e'$$

$$S_e = 0.84(0.9)(284 MPa)$$

$$S_e = 214.704 MPa$$

Para determinar el factor de concentración del esfuerzo K_t se utiliza la Figura 136 a partir de:

$$\frac{D}{d} = \frac{4.95mm}{4mm} = 1.24$$

$$\frac{r}{d} = \frac{0.95mm}{4mm} = 0.24$$

Se estima un valor de concentrador de esfuerzos.

$$K_t = 1.45$$

Se obtiene la constante de Neuber \sqrt{a} , a partir de la ecuación:

$$\sqrt{a} = 0.246 - 3.08(10^{-3})S_{ut} + 1.51(10^{-5})S_{ut}^2 - 2.67(10^{-8})S_{ut}^3 \quad (3.61)$$

$$\sqrt{a} = 0.246 - 3.08(10^{-3})(82.43) + 1.51(10^{-5})(82.43^2) - 2.67(10^{-8})82.43^3$$

$$\sqrt{a} = 0.0797 \sqrt{pulg} = 0.40\sqrt{mm}$$

Se sustituye valores en la ecuación 3.62 que se muestra a continuación

$$K_f = 1 + \frac{K_t - 1}{1 + \sqrt{a/r}} \quad (3.62)$$

$$K_f = 1 + \frac{1.45 - 1}{1 + 0.4/\sqrt{0.95}} = 1.31$$

Se calcula el esfuerzo flector en el punto B mostrado en la ecuación 3.63.

$$M_B = R_1 x \quad (3.63)$$

$$M_B = \frac{28.7mm * 0.784 kN * 7mm}{57.4 mm} = 2.744 Nm$$

Se obtiene el módulo de sección I/c como se muestra en la ecuación 3.64.

$$\frac{I}{c} = \frac{\pi d^3}{32} \quad (3.64)$$

$$\frac{I}{c} = \frac{\pi * 4.95 mm^3}{32} = 0.095 (10)^3 mm^3$$

El esfuerzo flector reversible, suponiendo una vida infinita se muestra en la ecuación 3.65.

$$\sigma_{rev} = K_f \frac{M_B}{I/c} \quad (3.65)$$

$$\sigma_{rev} = 1.45 \frac{2.744 Nm}{0.0952 mm^3} * 10^{-6} = 41.76 MPa$$

Con base en las propiedades del material y en las ecuaciones 3.66 y 3.67 se obtienen los factores a y b.

$$a = \frac{(fS_{ut})^2}{S_e} \quad (3.66)$$

$$a = \frac{(0.9 * 568 MPa)^2}{214.704 MPa} = 1217.14 MPa$$

$$b = -\frac{1}{3} \log \left(\frac{fS_{ut}}{S_e} \right) \quad (3.67)$$

$$b = -\frac{1}{3} \log \left(\frac{0.9 * 568 MPa}{214.704 MPa} \right) = -0.125$$

Se procede a calcular el número de ciclos a la falla expresado en la ecuación 3.68.

$$N = \left(\frac{\sigma_{inv}}{a} \right)^{1/b} \quad (3.68)$$

$$N = \left(\frac{41.76 MPa}{1217.14 MPa} \right)^{1/-0.125}$$

$$N = 5.21(10^{11}) \text{ciclos}$$

3.11.5 Ensayo de tracción y compresión

Se utilizó la máquina de ensayos universales del laboratorio de Mecánica de Materiales de la Universidad de las Fuerzas Armadas –ESPE, en la que se sometió al aluminio fundido a ensayos de tracción y compresión para determinar la resistencia del material a una fuerza aplicada.

En la Figura 62 se observa la probeta en la máquina de ensayos universales para el ensayo de tracción, una vez realizado el ensayo se observó que la probeta soportó 120 kg.



Figura 62. Probeta en máquina de ensayos universales para ensayo de tracción

En la Figura 63 se observa la probeta en la máquina de ensayos universales para el ensayo de compresión en el que la probeta soportó 9000 kg.

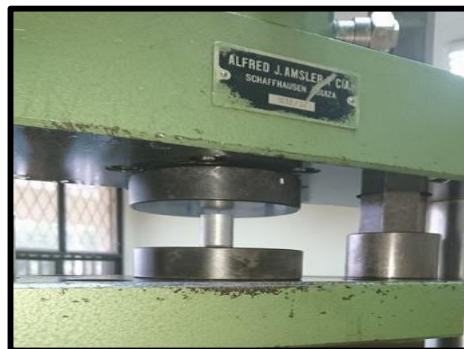


Figura 63. Probeta en máquina de ensayos universales para ensayo de compresión

Con estos datos se concluye que los 120 kg que soportó la probeta de aluminio fundido en el ensayo de tracción es el valor crítico con relación a los 9000 kg soportados en el ensayo de compresión, por lo que se procede a calcular el esfuerzo último como se observa en la ecuación 3.71.

$$\sigma_u = \frac{P}{\pi d_o^2 / 4} \quad (3.71)$$

Se procede a reemplazar valores considerando que la probeta tenía un diámetro inicial de 6.40 mm.

$$\sigma_u = \frac{P}{\pi d_o^2 / 4}$$

$$\sigma_u = \frac{1176 \text{ N}}{\pi * (6.40\text{mm})^2 / 4}$$

$$\sigma_u = 36.55 \text{ MPa}$$

Como se observa el esfuerzo último es de 36.55 MPa, valor que tendrá que ser mayor con relación a los esfuerzos de Von Mises que se obtengan en el análisis de elementos finitos que se realizará a cada uno de los elementos de la prótesis, lo que permitirá comprobar mediante un dato real que el prototipo soportará los esfuerzos para el cual fue diseñado.

3.11.6 Modelo CAD

En la Tabla 50 se muestra el modelo CAD de cada una de las partes de la prótesis a desarrollar.

Tabla 50.
Modelo CAD partes de la prótesis

Modelo CAD partes de la prótesis para pierna con amputación transfemoral		
SOCKET	ACOPLE SOCKET	ACOPLE RODILLA
		
RODILLA	VÁSTAGO	ACOPLE PIE

		
PIE	TOBILLO	ENGRANE 1
		
ENGRANE 2	EJE RODILLA	EJE PIE
		
CAJAS BATERIAS 9V	ACOPLES TOBILLO	SERVOMOTOR
		

- **Ensamble**



Figura 64. Ensamble CAD prototipo pierna

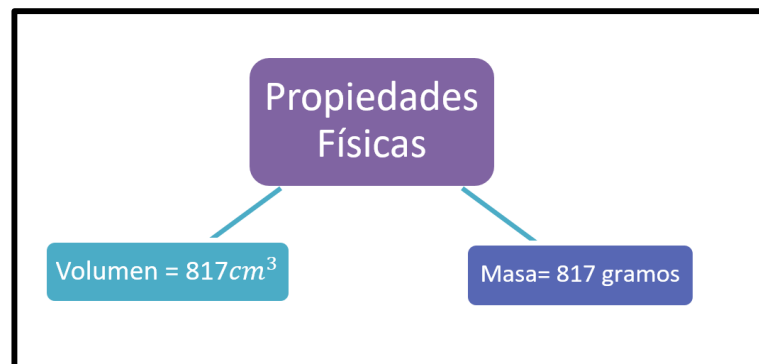


Figura 65. Propiedades físicas ensamble

A partir de los datos mostrados en la Figura 65 se calcula el peso del ensamble final utilizando la ecuación 3.71.

$$\rho = mV \quad (3.69)$$

$$m = \frac{\rho}{V}$$

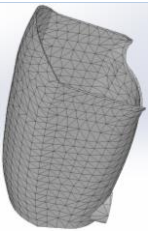
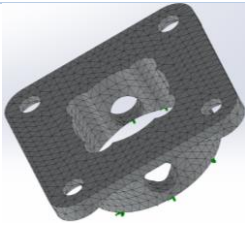
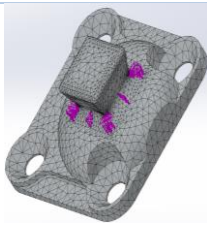
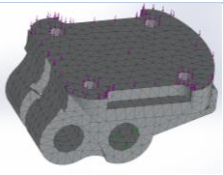
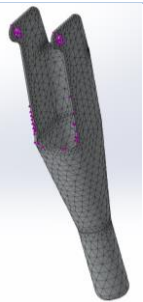
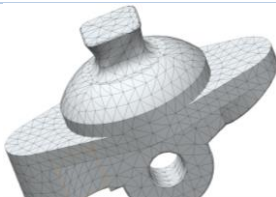

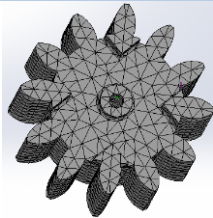
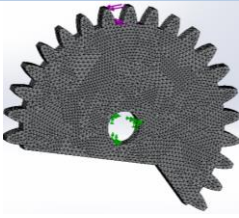
$$m = \frac{2.72 \frac{g}{cm^3}}{817 \text{ cm}^3}$$

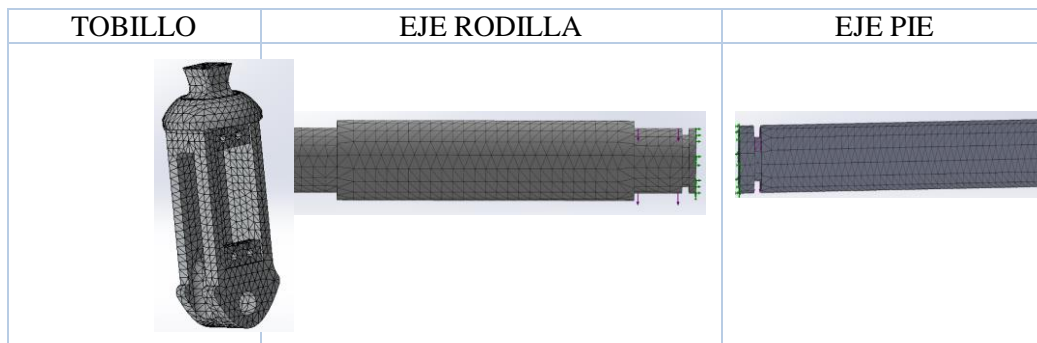
$$m = 2.2 \text{ kg}$$

3.11.7 Análisis y simulación CAE

En la Tabla 51 se muestra el mallado realizado a cada una de las partes de la prótesis para realizar el análisis estático.

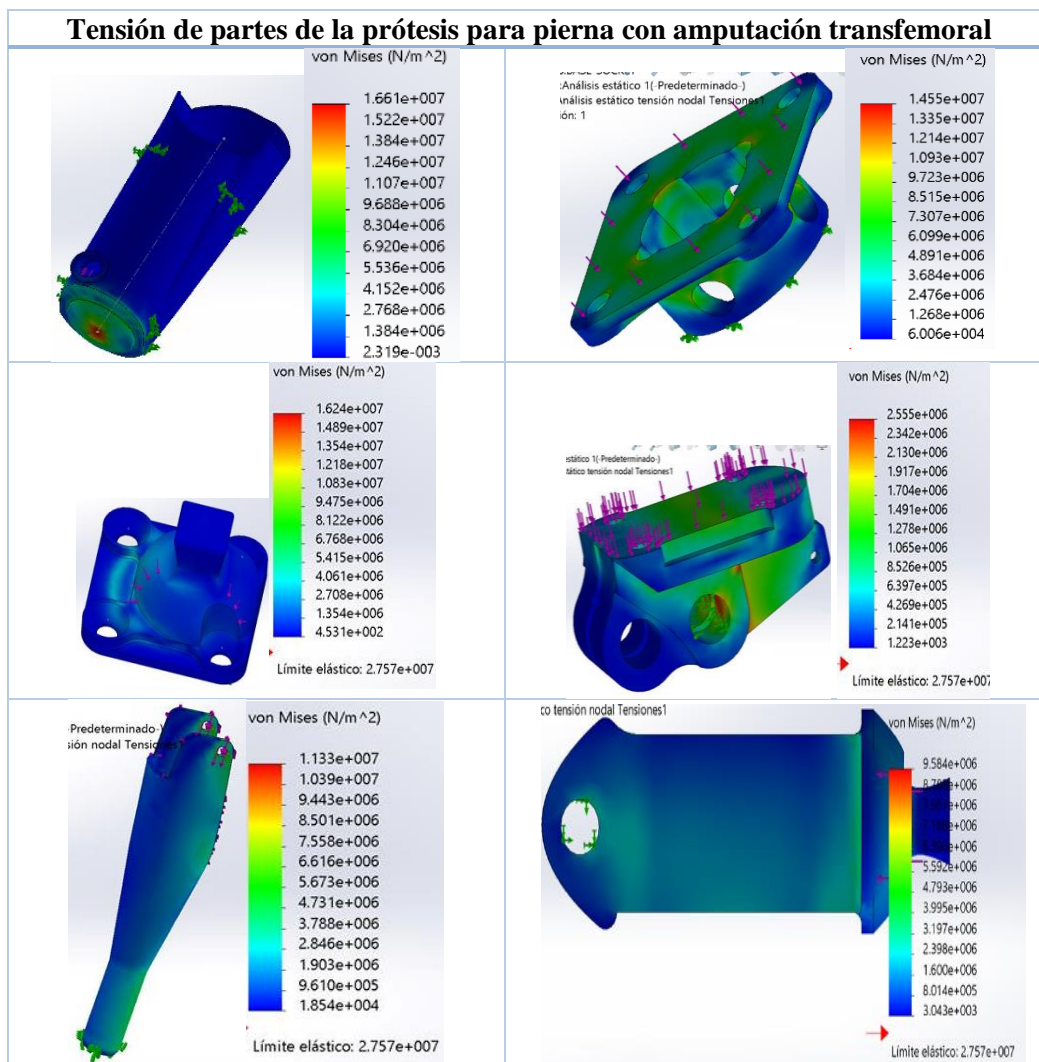
Tabla 51. Mallado de las partes de la prótesis

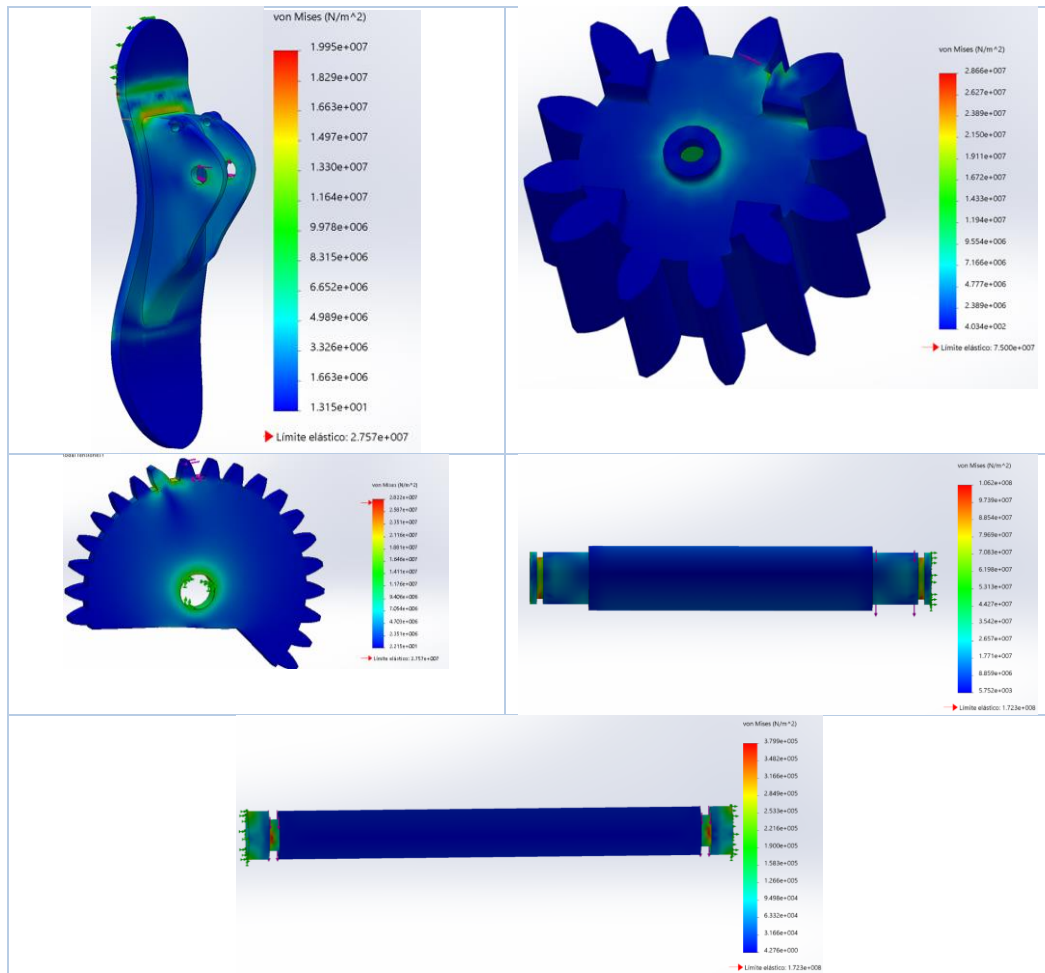
Mallado de partes de la prótesis para pierna con amputación transfemoral		
SOCKET	ACOPLE SOCKET	ACOPLE RODILLA
		
RODILLA	VÁSTAGO	ACOPLE PIE
		
PIE	ENGRANE 1	ENGRANE 2
		



En la Tabla 52 se muestra la Tensión de Von Mises de elementos de la prótesis.

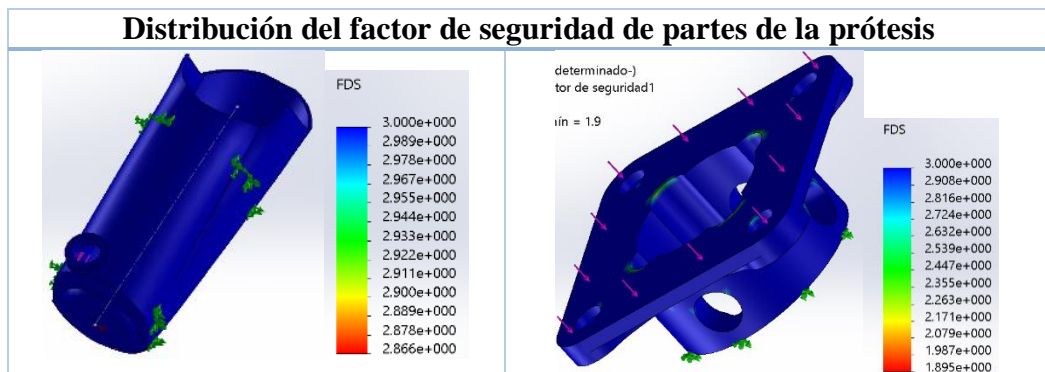
Tabla 52.
Tensión de Von Mises de elementos de la prótesis

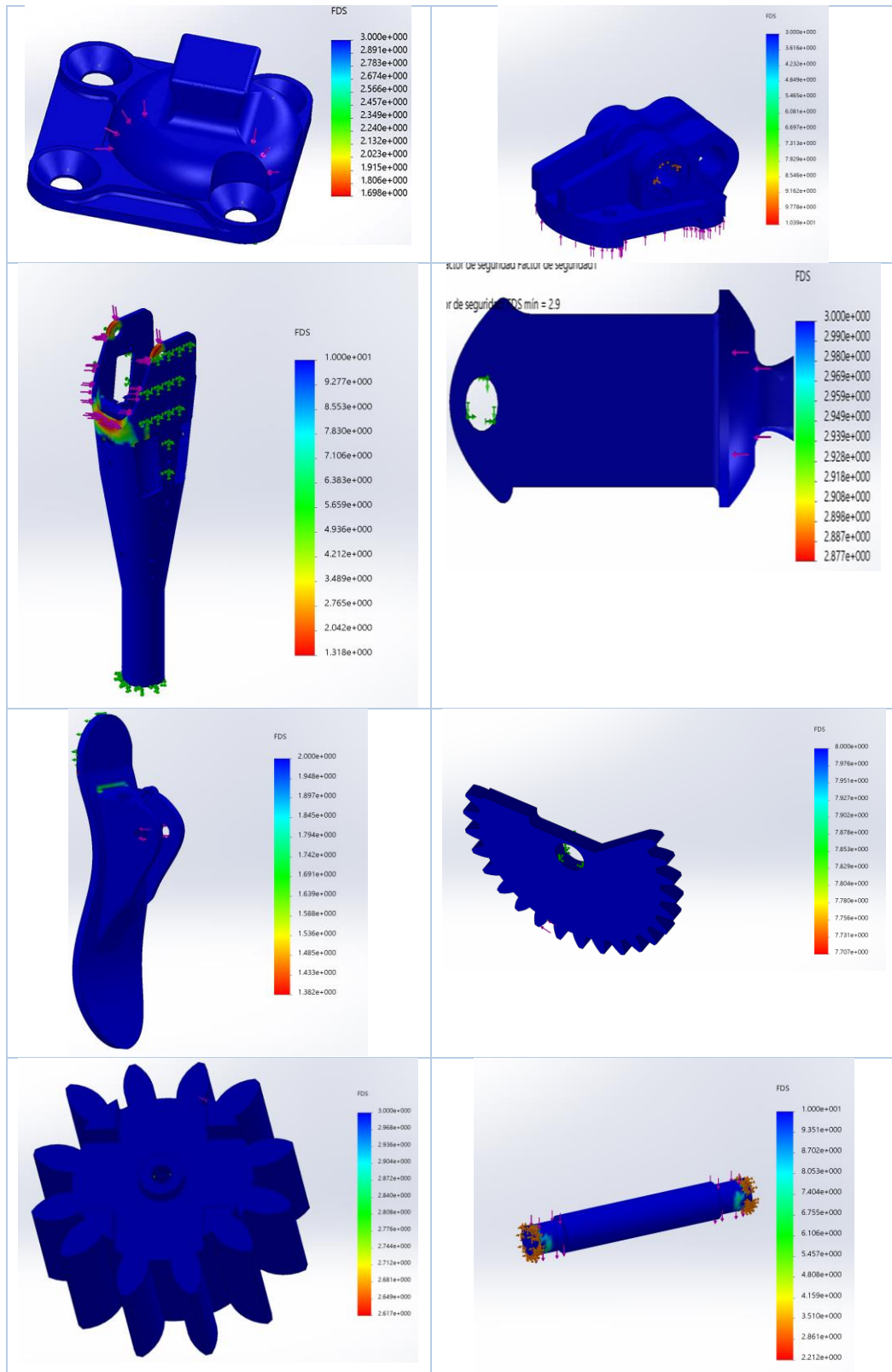




En la Tabla 53 se muestra la distribución del factor de seguridad de elementos de la prótesis.

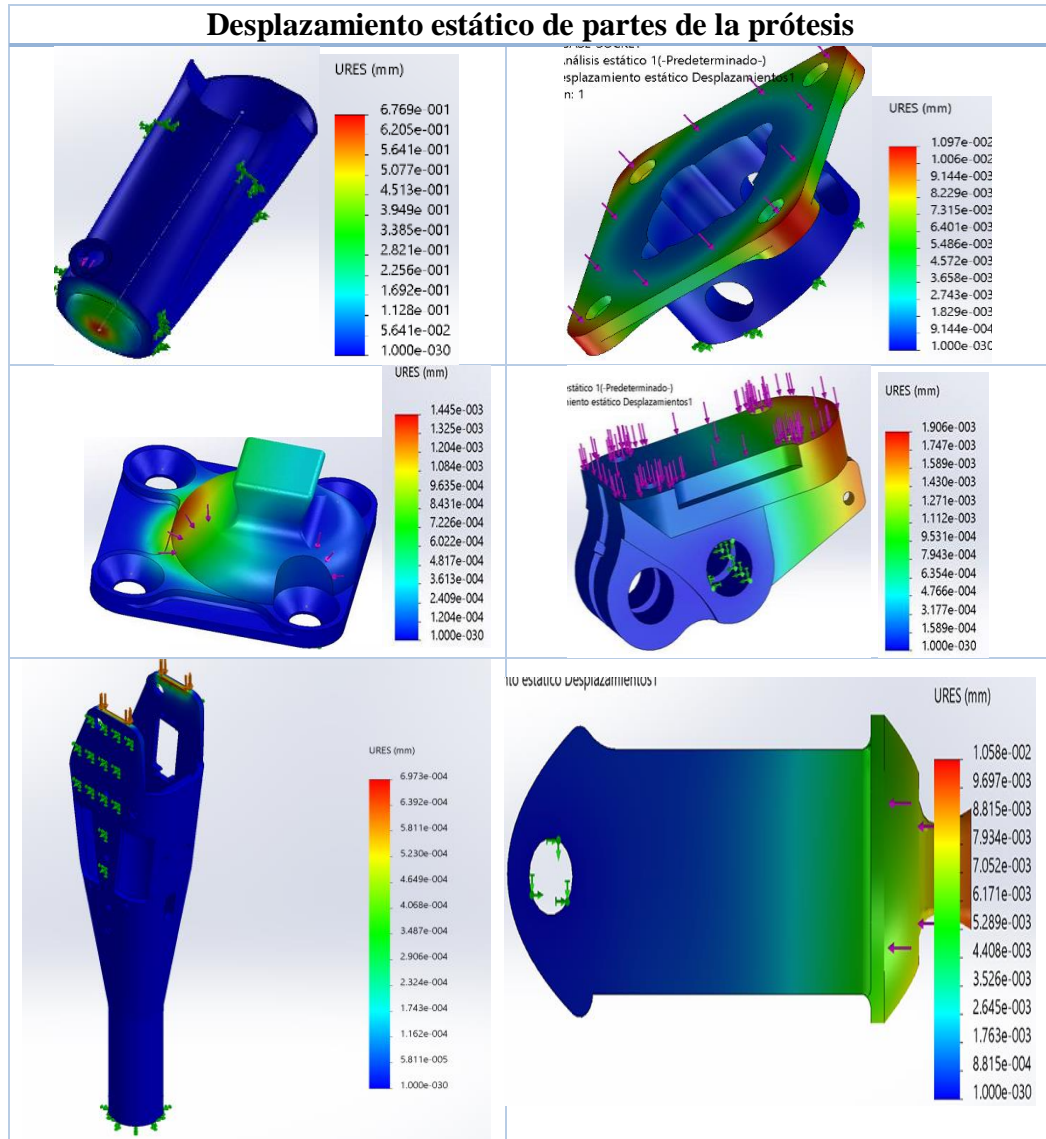
Tabla 53.
Distribución del factor de seguridad de partes de la prótesis

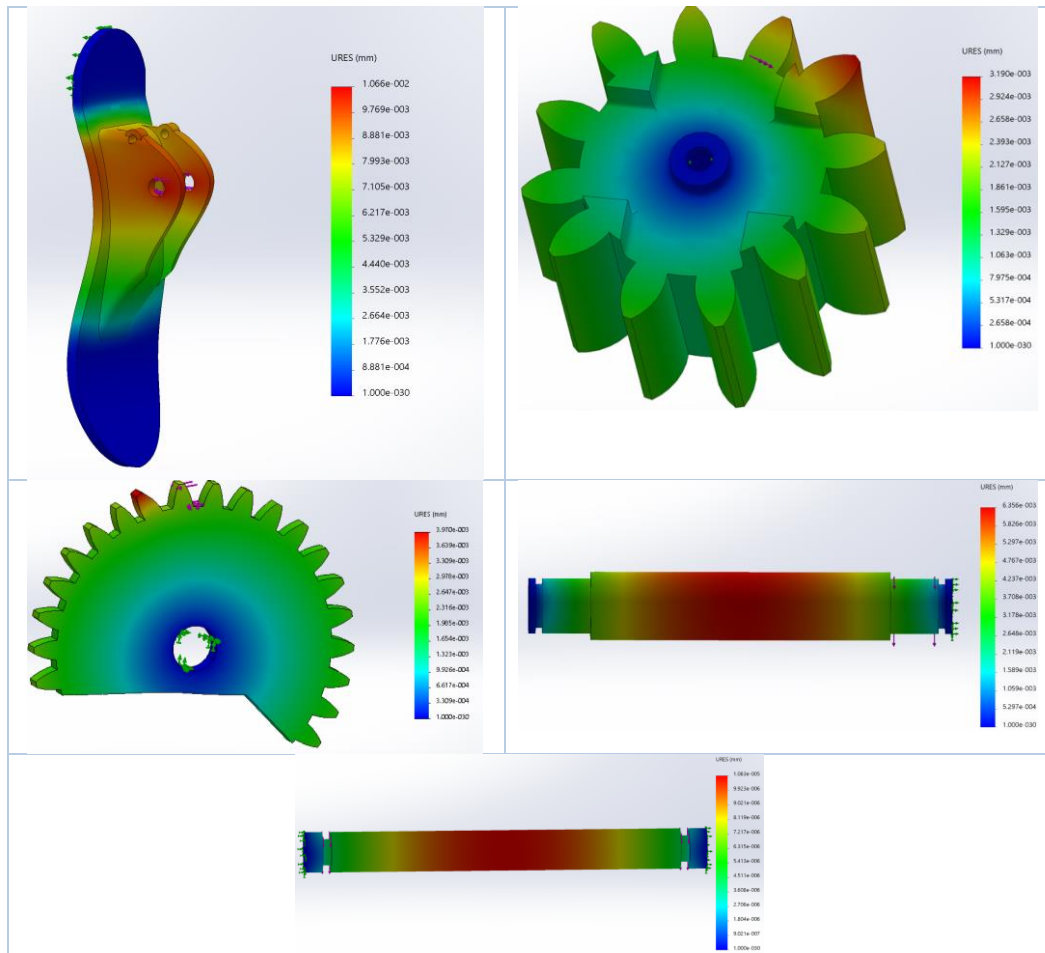




En la Tabla 54 se muestra el desplazamiento estático de elementos de la prótesis.

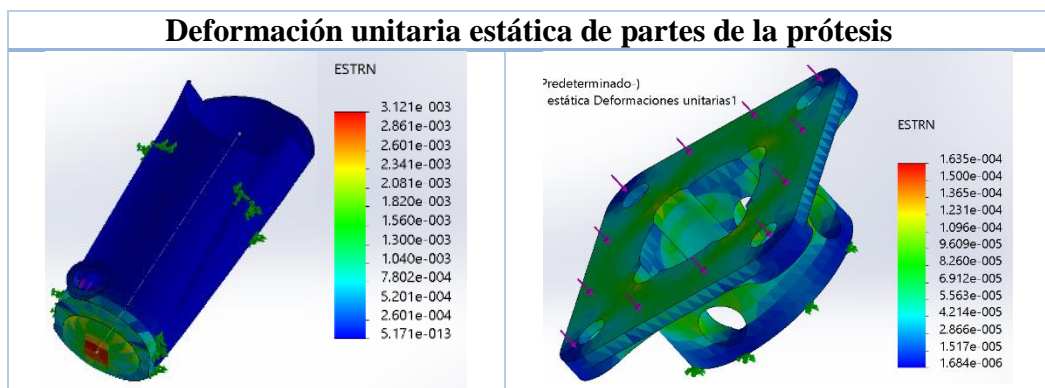
Tabla 54.
Desplazamiento estático de las partes de la prótesis

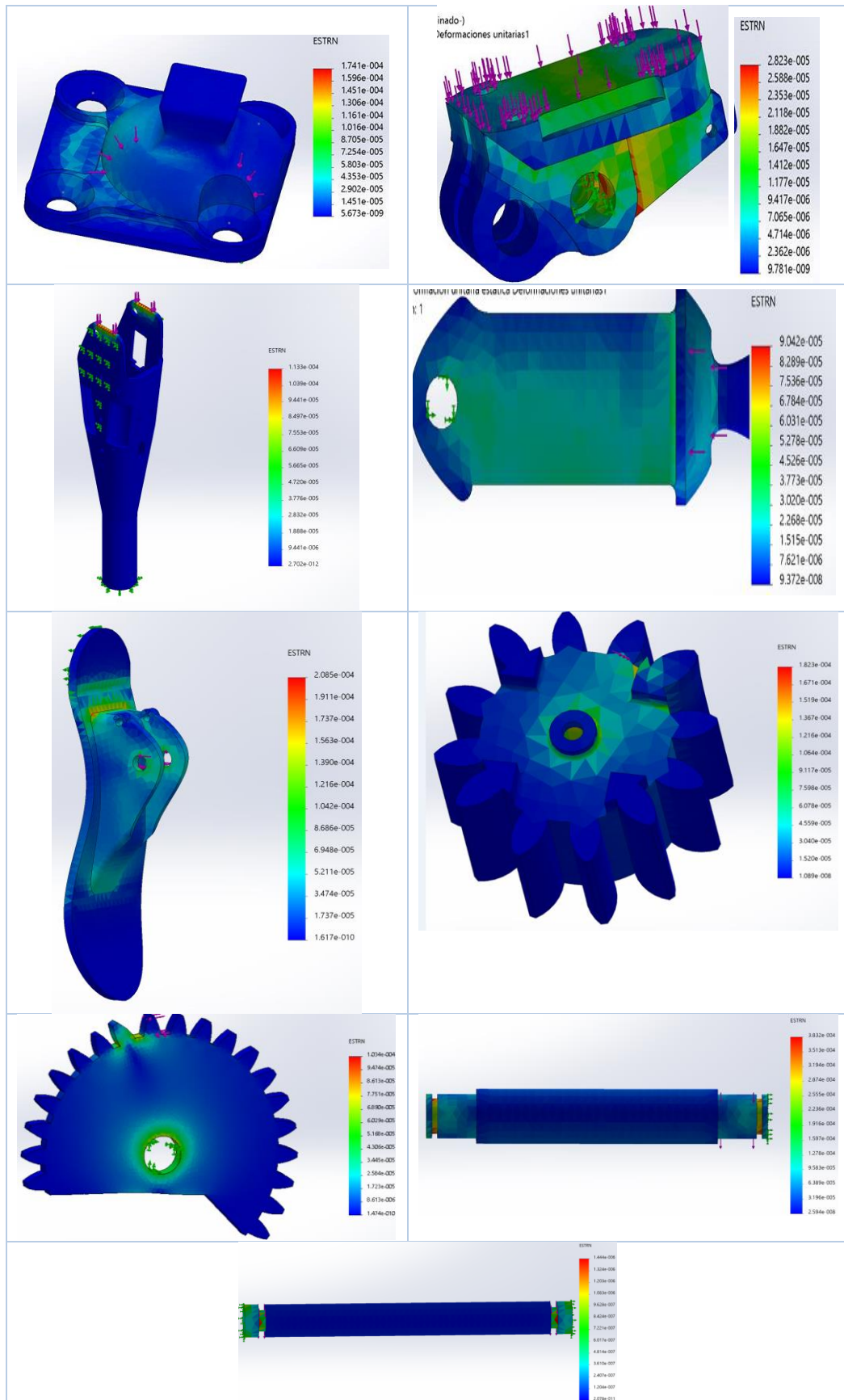




En la Tabla 55 se muestra la deformación unitaria estática de elementos de la prótesis.

Tabla 55.
Deformación unitaria estática en elementos de la prótesis





3.11.8 Número de ciclos hasta la falla por fatiga del vástago

Se parte de los datos obtenidos en el software CAD, en la Figura 66 se muestra el esfuerzo máximo y mínimo en el primer caso de análisis.

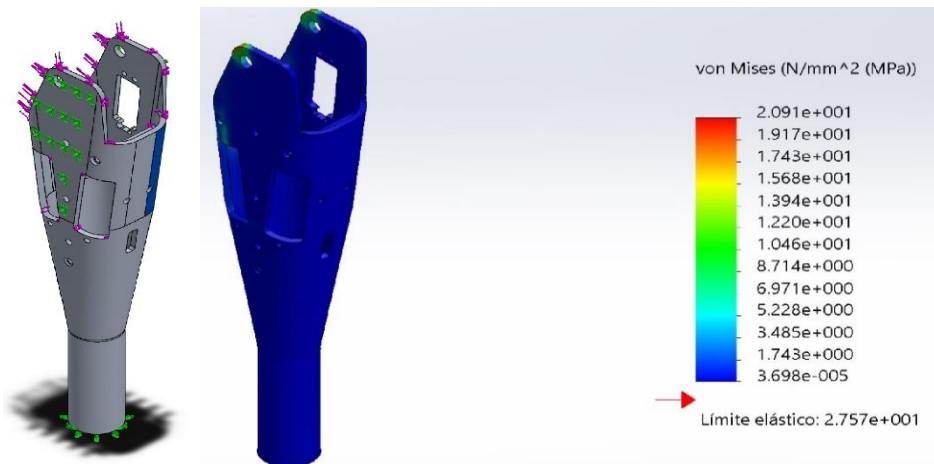


Figura 66. Esfuerzo de Von Mises máximo y mínimo del vástago en el primer caso

En la Figura 67 se muestra el esfuerzo máximo y mínimo en el segundo caso de análisis.

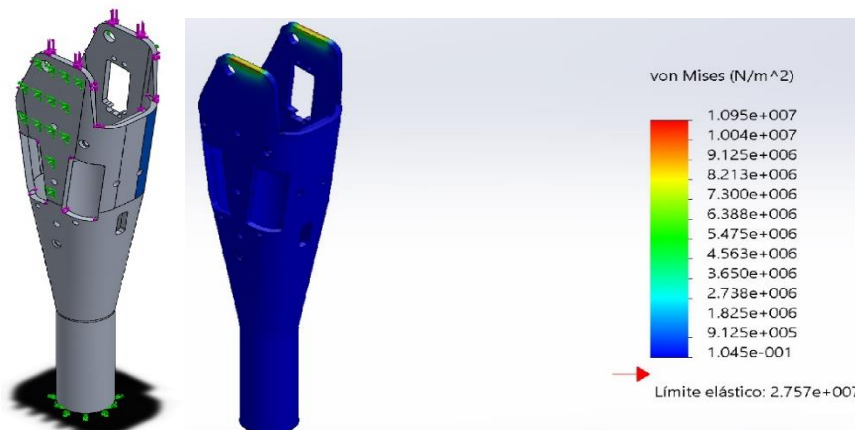


Figura 67. Esfuerzo de Von Mises máximo y mínimo del vástago en el segundo caso

En la Tabla 56 se muestra los datos iniciales de esfuerzos máximos y mínimos en los casos de análisis.

Tabla 56.

Esfuerzos máximos y mínimos del vástago

PRIMER CASO	SEGUNDO CASO
$\sigma_{m\acute{a}x} = 3.034 \text{ ksi}$ y $\sigma_{m\acute{i}n} = 0.00537 \text{ ksi}$	$\sigma_{m\acute{a}x} = 1.589 \text{ ksi}$ y $\sigma_{m\acute{i}n} = 0.00537 \text{ ksi}$

Para las características del material de $S_{ut} = 10.14 \text{ ksi}$, $S_y = 27.57 \text{ MPa}$, un límite de resistencia a la fatiga completamente corregido $S_e = 5.07 \text{ ksi}$. A partir de la Figura 137 se escoge $f = 0.9$.

Se calcula las componentes del esfuerzo; σ_a (componente de la amplitud) y σ_m (componente de esfuerzo medio), mostradas en las ecuaciones 3.70 y 3.71 respectivamente.

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{m\acute{a}x} + \sigma_{m\acute{i}n}}{2} \quad (3.70)$$

Tabla 57.

Componente de la amplitud

PRIMER CASO	SEGUNDO CASO
$\sigma_m = \frac{3.034 \text{ ksi} + 0.00537 \text{ ksi}}{2}$ $\sigma_m = 1.519 \text{ ksi}$	$\sigma_m = \frac{1.589 \text{ ksi} + 0.00537 \text{ ksi}}{2}$ $\sigma_m = 0.797 \text{ ksi}$

$$\sigma_a = \left| \frac{\sigma_{m\acute{a}x} - \sigma_{m\acute{i}n}}{2} \right| \quad (3.71)$$

Tabla 58.

Componente de esfuerzo medio

PRIMER CASO	SEGUNDO CASO
$\sigma_a = \left \frac{3.034 \text{ ksi} - 0.00537 \text{ ksi}}{2} \right $ $\sigma_a = 1.514 \text{ ksi}$	$\sigma_a = \left \frac{1.589 \text{ ksi} - 0.00537 \text{ ksi}}{2} \right $ $\sigma_a = 0.791 \text{ ksi}$

Se utiliza el criterio de Goodman modificado que se muestra a continuación en la ecuación 3.72 para hallar el factor de seguridad contra la fatiga con base en la vida infinita.

$$n_f = \frac{1}{\frac{\sigma_a}{S_e} + \frac{\sigma_m}{S_{ut}}} \quad (3.72)$$

Tabla 59.

Factor de seguridad contra la fatiga

PRIMER CASO	SEGUNDO CASO
$n_f = \frac{1}{\frac{1.514 \text{ ksi}}{5.07 \text{ ksi}} + \frac{1.519 \text{ ksi}}{10.14 \text{ ksi}}}$ $n_f = 2.22$	$n_f = \frac{1}{\frac{0.791 \text{ ksi}}{5.07 \text{ ksi}} + \frac{0.797 \text{ ksi}}{10.14 \text{ ksi}}}$ $n_f = 4.25$

A fin de estimar la vida infinita para un esfuerzo fluctuante, se obtendrá un esfuerzo completamente invertido equivalente que se espera sea tan perjudicial como el esfuerzo fluctuante. (Budynas & Keith, 2008)

$$\sigma_{inv} = \frac{\sigma_a}{1 - \frac{\sigma_m}{S_{ut}}} \quad (3.73)$$

Tabla 60.

Esfuerzo completamente invertido

PRIMER CASO	SEGUNDO CASO
$\sigma_{inv} = \frac{1.514 \text{ ksi}}{1 - \frac{1.519 \text{ ksi}}{10.14 \text{ ksi}}}$ $= 1.78 \text{ ksi}$	$\sigma_{inv} = \frac{0.791 \text{ ksi}}{1 - \frac{0.797 \text{ ksi}}{10.14 \text{ ksi}}} = 0.85 \text{ ksi}$

Con base en las propiedades del material y en las ecuaciones 3.66 y 3.67 se obtienen los factores a y b.

$$a = \frac{(fS_{ut})^2}{S_e}$$

$$a = \frac{(0.9 * 10.14 \text{ ksi})^2}{5.07 \text{ ksi}} = 16.426 \text{ ksi}$$

$$b = -\frac{1}{3} \log \left(\frac{f S_{ut}}{S_e} \right)$$

$$b = -\frac{1}{3} \log \left(\frac{0.9 * 10.14 \text{ ksi}}{5.07 \text{ ksi}} \right) = -0.085$$

Se procede a calcular el número de ciclos a la falla expresado en la ecuación 3.68.

$$N = \left(\frac{\sigma_{inv}}{a} \right)^{1/b}$$

Tabla 61.

Número de ciclos a la falla

PRIMER CASO	SEGUNDO CASO
$N = \left(\frac{1.78 \text{ ksi}}{16.426 \text{ ksi}} \right)^{1/-0.085}$	$N = \left(\frac{0.85 \text{ ksi}}{16.426 \text{ ksi}} \right)^{1/-0.085}$
$N = 2.198(10^{11}) \text{ ciclos}$	$N = 1.35(10^{15}) \text{ ciclos}$

3.11.9 Tabla de resultados

Tabla 62.

Resultados análisis CAE

Partes	Tensión (GPa)	Desplazamiento (mm)	Deformación unitaria	Factor de seguridad mínimo
Socket	16.6	6.79 x 10 ⁻¹	3.121 x 10 ⁻³	2.8
Acople socket	14.5	1.097 x 10 ⁻²	1.635 x 10 ⁻⁴	1.9
Acople Rodilla	16.2	1.445 x 10 ⁻³	1.741 x 10 ⁻⁴	1.7
Rodilla	2.55	1.906 x 10 ⁻³	2.823 x 10 ⁻⁵	1.7
Vástago	11.3	6.973 x 10 ⁻⁴	1.133 x 10 ⁻⁴	2.5
Tobillo	9.58	1.058 x 10 ⁻²	9.042 x 10 ⁻⁵	2.9

Pie	19.9	1.066×10^{-2}	2.085×10^{-4}	1.4
Engrane 1	28.6	3.19×10^{-3}	1.823×10^{-4}	7.7
Engrane 2	28.2	3.97×10^{-3}	1.034×10^{-4}	2.6
Eje rodilla	10.6	6.356×10^{-3}	3.832×10^{-4}	1.62
Eje pie	0.37	1.083×10^{-5}	1.44×10^{-6}	1.62

Tabla 63.

Factor de seguridad para flexión y desgaste de engranes

	FACTOR DE SEGURIDAD	
	FLEXIÓN	DESGASTE
Engrane 1	1.58	1.99
Engrane 2	2.92	3.39

Tabla 64.

Factor de seguridad para fatiga y número de ciclos del eje y vástago

	FACTOR DE SEGURIDAD	NUMERO DE CICLOS
Eje	2.32	$5.21(10^{11})$ ciclos
Vástago (Primer caso)	2.22	$2.198(10^{11})$ ciclos
Vástago (Segundo caso)	4.25	$1.35(10^{15})$ ciclos

3.12Diseño del subsistema electrónico

3.12.1 Circuito de acondicionamiento de la señal

- Acondicionamiento señal sensor NTC 103

La relación entre la resistencia y la temperatura en la NTC no es lineal sino exponencial. Dicha relación cumple con la ecuación 3.74.

$$R = A * e^{\frac{\beta}{T}} \quad (3.74)$$

Donde A y B son constantes que dependen del resistor. Estas constantes están dadas por el fabricante y se encuentran en el datasheet.

Las constantes A y B son:

- A: El valor resistivo para una temperatura en concreto en este caso $10K\Omega$ para 25° .
- B: Temperatura característica del material en este caso según el datasheet del sensor es de $4038K$.

Cuando se tienen estos datos, se utiliza la ecuación anterior para calcular la resistencia en una temperatura en particular como se observa en la ecuación 3.75.

$$R_T = R_0 e^{\left(\beta \left(\frac{1}{T} - \frac{1}{T_0}\right)\right)} \quad (3.75)$$

Donde:

- R_T = Resistencia a temperatura T en grados Kelvin
- R_0 = Resistencia de referencia a una temperatura T en Kelvin.
- B = Valor Beta de la NTC.
- T_0 = Temperatura de referencia en Kelvin.
- T = Temperatura a medir

Se realiza tres tipos de circuitos de acondicionamiento para la señal de tal manera que se pueda utilizar el que menos error presente. A continuación se detallan los cálculos de cada uno de ellos a una Temperatura de $20^\circ C$.

a. DIVISOR DE VOLTAJE

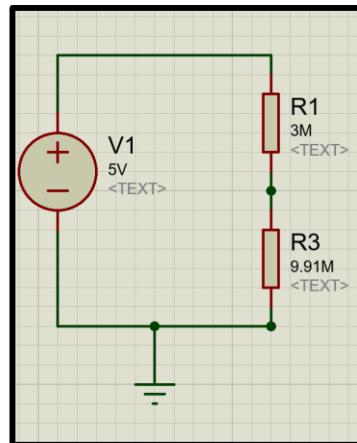


Figura 68. Circuito de acondicionamiento-Divisor de voltaje

Se calcula el voltaje de salida a partir de la ecuación 3.76.

$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} * V_{in} \quad (3.76)$$

$$V_{out} = \frac{10 \text{ k}\Omega}{9.89 \text{ k}\Omega + 10 \text{ k}\Omega} * 5V$$

$$V_{out} = 2.51 \text{ V}$$

b. PUENTE DE WHEATSTONE

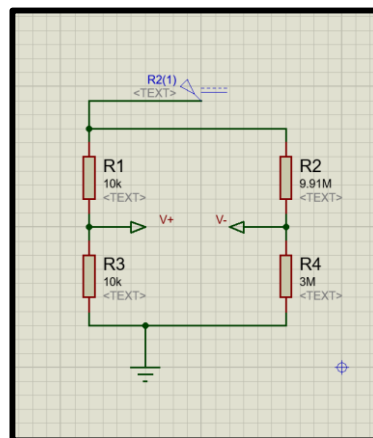


Figura 69. Circuito de acondicionamiento-Puente de Wheatstone

Se calcula el V_c a partir de la ecuación 3.77.

$$V_c = \frac{R_2}{R_2 + R_1} * E \quad (3.77)$$

Se calcula el V_c a partir de la ecuación 3.78.

$$V_{bc} = \frac{R_3}{R_x + R_3} * E \quad (3.78)$$

$R_1 = R_2$ para máxima sensibilidad del divisor de tensión se tiene la ecuación 3.79.

$$V_o = V_c - V_b \quad (3.79)$$

Y finalmente se calcula el voltaje de salida a partir de la ecuación 3.80.

$$V_o = \left(\frac{R_2}{R_2 + R_1} - \frac{R_3}{R_x + R_3} \right) * E \quad (3.80)$$

Asumo $R_1 = R_2 = 1 \text{ k}\Omega$; $R_3 = 100 \Omega$

- Para $R_x = 9.89 \text{ k}\Omega$ con el sensor a una temperatura de y $E = 5\text{V}$ se reemplaza en la ecuación 3.80.

$$V_o = \left(\frac{10 \text{ k}\Omega}{10 \text{ k}\Omega + 10 \text{ k}\Omega} - \frac{1 \text{ k}\Omega}{1 \text{ k}\Omega + 9.89 \text{ k}\Omega} \right) * 5$$

$$V_o = 2.04 \text{ V}$$

c. AMPLIFICADOR OPERACIONAL

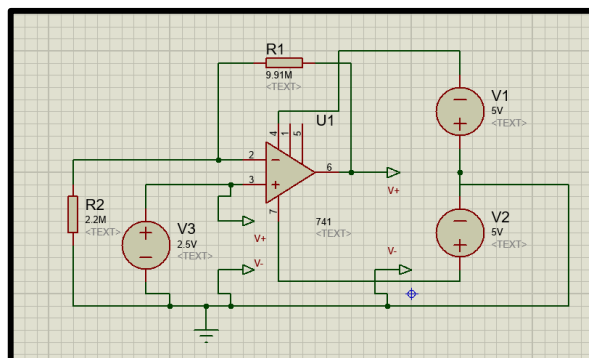


Figura 70. Circuito de acondicionamiento-Amplificador operacional

Se resuelve el circuito por nodos en donde la corriente de salida es igual a la corriente de entrada como se muestra en la ecuación 3.81.

$$i_1 = i_2 \quad (3.81)$$

$$\frac{0 - V_i}{R_1} = \frac{V_i - V_o}{R_f}$$

$$\frac{-V_i}{R_1} = \frac{V_i - V_o}{R_f}$$

Despejando se tiene la ecuación 3.82.

$$\frac{V_o}{V_i} = \left(1 + \frac{R_f}{R_1}\right) \quad (3.82)$$

Si $R_1 = 18k\Omega$ y $R_x = R_f = 9.89k\Omega$ se reemplaza en la ecuación 3.82.

$$\frac{V_o}{V_i} = \left(1 + \frac{9.89K\Omega}{18K\Omega}\right)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = 1.54$$

$$V_o = 1.54 * V_i = 1.54 * 2.5$$

$$V_o = 3.87 V$$

- **Acondicionamiento señal sensor humedad HR 202L**

Se realizó la caracterización de la señal en donde se encontró la relación entre el voltaje y el porcentaje de humedad relativa presente en el socket. A continuación, en la Tabla 65 se muestran los datos obtenidos.

Tabla 65.

Datos sensor humedad

%H	V
9,87	4,83
10,23	4,79
11,23	4,77
13,32	4,64
14,39	4,5
15,23	4,36
16,68	4,22
17,41	4,1
18,98	3,977

19,1	3,8514
21,56	3,7164
22,65	3,66
25,57	3,68
28,41	3,61
29,32	3,374
33,25	3,164
38,42	2,928
41,46	2,693
43,78	2,457
45,69	2,51
48,65	2,346
50,89	2,192
53,57	2,038
58,96	1,886
61,34	1,83
63,25	1,825
65,96	1,68
66,34	1,516
67,12	1,5
67,25	1,336
71,68	1,115
76,68	1,104
81,54	0,948
83,69	0,89

Con estos datos se encontró la curva característica del sensor que se muestra a continuación en la Figura 71.

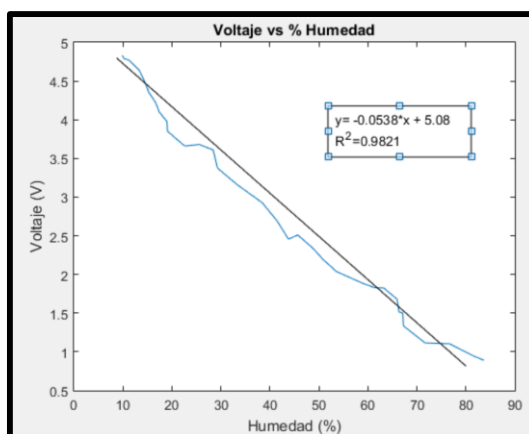


Figura 71. Voltaje vs Humedad en sensor de humedad

Como se observa en la ecuación la relación entre el voltaje y la humedad es:

$$V = -0.0538 * \%H + 5.087 \quad (3.83)$$

Se realizó tres circuitos para el acondicionamiento de la señal a una humedad relativa de 23 %. A continuación, se muestra cada uno de ellos con sus respectivos cálculos.

a. DIVISOR DE VOLTAJE

Se calcula el voltaje de salida a partir de la ecuación 3.76 utilizando como referencia el circuito de la Figura 73.

$$V_{out} = \frac{9.91 \text{ M}\Omega}{3 \text{ M}\Omega + 9.91 \text{ M}\Omega} * 5V$$

$$V_{out} = 3.83 \text{ V}$$

b. PUENTE DE WHEATSTONE

Se calcula el voltaje de salida a partir de la ecuación 3.80 utilizando como referencia el circuito de la Figura 74 y asumiendo que:

$$R_1 = R_2 = 10 \text{ k}\Omega; R_3 = 3 \text{ M}\Omega$$

- Para $R_x = 9.91 \text{ M}\Omega$ con el sensor a una temperatura de $E = 5V$

$$V_o = \left(\frac{10 \text{ k}\Omega}{10 \text{ k}\Omega + 10 \text{ k}\Omega} - \frac{9.91 \text{ M}\Omega}{9.91 \text{ M}\Omega + 3 \text{ M}\Omega} \right) * 5$$

$$V_o = 1.33 \text{ V}$$

c. AMPLIFICADOR OPERACIONAL

Se calcula el voltaje de salida a partir de la ecuación 3.82 utilizando como referencia el circuito de la Figura 75.

$$\text{Si } R_1 = 2.2 \text{ M}\Omega \text{ y } R_x = R_f = 9.91 \text{ M}\Omega$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \left(1 + \frac{9.91 \text{ M}\Omega}{2.2 \text{ M}\Omega} \right)$$

$$\frac{V_o}{V_i} = 5.504$$

$$V_o = 5.504 * V_i = 5.504 * 0.5 = 2.75 V$$

3.12.2 Adquisición de datos sensores de temperatura y humedad

En la Tabla 66 se pueden observar las mediciones del voltaje de salida en cada circuito de acondicionamiento para el sensor de temperatura.

Tabla 66.

Mediciones de los circuitos de acondicionamiento sensor NTC 103

VOLTAJE MEDIDO (V)	
DIVISOR DE VOLTAJE	2,56
PUENTE DE WHEATSTONE	2,089
AMPLIFICADOR	3,79

En la Tabla 67 se pueden observar las mediciones del voltaje de salida en cada circuito de acondicionamiento para el sensor de humedad.

Tabla 67.

Error circuito de acondicionamiento sensor humedad HR 202L

VOLTAJE MEDIDO (V)	
DIVISOR DE VOLTAJE	3,84
PUENTE DE WHEATSTONE	1,31
AMPLIFICADOR	2,77

3.12.1 Resultados

Como se observa en la Tabla 68 se tiene un error máximo de 2.40 % en el circuito de acondicionamiento de puente de Wheatstone y un mínimo de 1.99 % en el divisor voltaje.

Tabla68.

Error circuito de acondicionamiento sensor NTC 103

	CALCULADO	MEDIDO	SIMULADO	C/M	C/S	M/S
DIVISOR DE VOLTAJE	2,51 %	2,56 %	2,49 %	1,99 %	0,80 %	2,73 %
PUENTE DE WHEATSTONE	2,04 %	2,089 %	2,04 %	2,40 %	0,00 %	2,35 %

AMPLIFICADOR	3,87 %	3,79 %	3,88 %	2,07 %	-0,26 %	2,37 %
---------------------	--------	--------	--------	--------	---------	--------

Como se observa en la Tabla 69 se tiene un error máximo de 1.58 % en el circuito de acondicionamiento de puente de Wheatstone y un mínimo de 0.23 % en el divisor voltaje.

Tabla 69.

Error circuito de acondicionamiento sensor humedad HR 202L

	CALCULADO	MEDIDO	SIMULADO	C/M	C/S	M/S
DIVISOR DE VOLTAJE	3,83 %	3,839 %	3,75 %	0,23 %	2,09 %	2,32 %
PUENTE DE WHEATSTONE	1,33 %	1,309 %	1,31 %	1,58 %	1,50 %	0,08 %
AMPLIFICADOR	2,75 %	2,766 %	2,71 %	0,58 %	1,45 %	2,02 %

3.12.2 Adquisición de datos señales mioeléctricas

En la Figura 72 se muestra el desarrollo de los músculos recto anterior y vasto externo de la pierna durante la marcha en los primeros 13 segundos, como se puede observar existe mayor repetibilidad en las mediciones del músculo recto anterior por lo cual se selecciona este para dar la señal de activación a la prótesis.

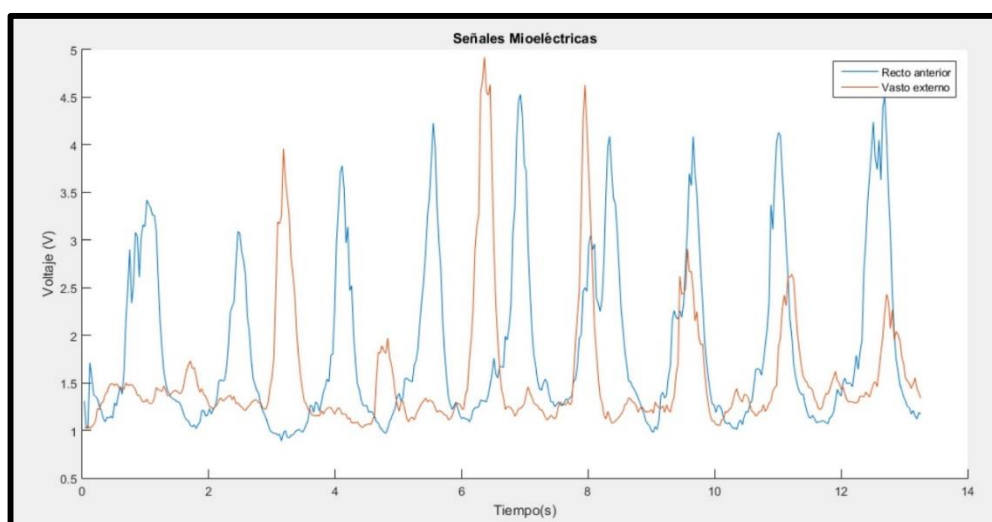


Figura 72. Desarrollo de los músculos recto anterior y vasto externo de la pierna

3.12.3 Diseño de la batería

Para la selección de las baterías se utiliza las relaciones de potencia mecánica y la potencia eléctrica con las siguientes variables mostradas en la ecuación 3.84.

$$T * \omega = I * V \quad (3.84)$$

Donde T es el torque de motor, ω es la velocidad angular, I es la intensidad de corriente y V es el voltaje de operación.

Se considera como torque máximo del motor $1.96 Nm$, la velocidad angular $5.81 \frac{rad}{s}$ y el voltaje de operación para este tipo de aplicaciones es de $12 V$.

De la ecuación 3.66 se procede a calcular la corriente necesaria para que se puedan mover los motores de la rodilla y el tobillo como se observa en la ecuación 3.85.

$$I = \frac{T * \omega}{V} \quad (3.85)$$

$$I = \frac{1.96 Nm * 5.81 rad/s}{12V}$$

$$I = 0.95 A$$

Se establece la capacidad de la batería determinado por la intensidad de corriente capaz de suministrar en un tiempo establecido, en este caso se considera un tiempo de uso de $2 h$ como se observa en la ecuación 3.86.

$$c = I * t \quad (3.86)$$

$$c = 0.95 A * 2h = 1.9 Ah$$

Donde c es la capacidad de la batería, I es la intensidad de corriente y t es el tiempo de uso de la batería. Para hallar la capacidad de la batería final es necesario multiplicar la expresión por el factor de carga y por el factor de seguridad.

El factor de carga f_c el cual establece que la capacidad de una batería debe ser de 1.2 veces el valor dimensionado para evitar que las caída de tensiones, debido a las descargas de las baterías, no afecten el funcionamiento.

El factor de seguridad f_z el cual permite omitir errores en el proceso de dimensionamiento. Para el caso de las baterías el valor recomendado es de 1.1 veces el valor dimensionado. Calculando el c_{final} mostrado en la ecuación 3.87.

$$c_{final} = c * 1.2 * 1.1 \quad (3.87)$$

$$c_{final} = 1.9 \text{ Ah} * 1.2 * 1.1$$

$$c_{final} = 2.5 \text{ Ah}$$

Con estos datos se selecciona la batería lipo cuyas características se muestran en la Tabla 70.

Tabla 70.
Características batería

BATERÍA LIPO	
Capacidad	3000 mAh
Celdas	3S (11.1 V)
Descarga constante	20 °C
Descarga máxima	30 °C
Peso	255 gr
Dimensiones	147 x 46 x 18 mm
Conector	JST – XH

3.12.4 Diseño de la placa de circuito impreso

En la Figura 73 se puede observar el diseño de la placa de circuito impreso.

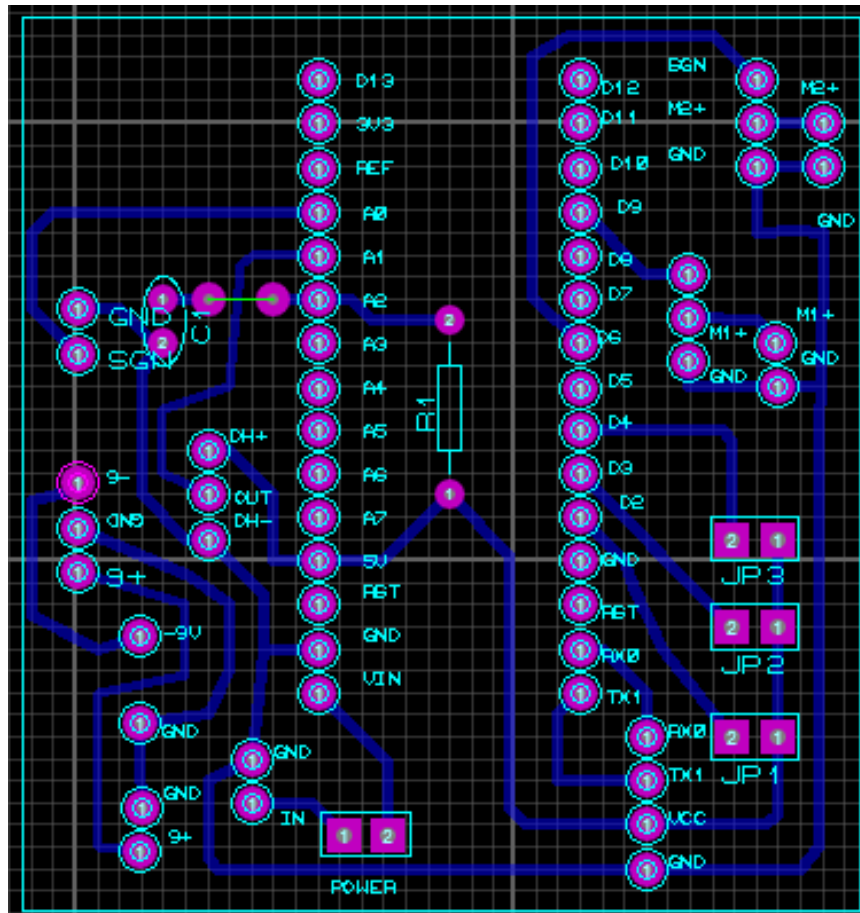


Figura 73. Diseño de la placa de circuito impreso

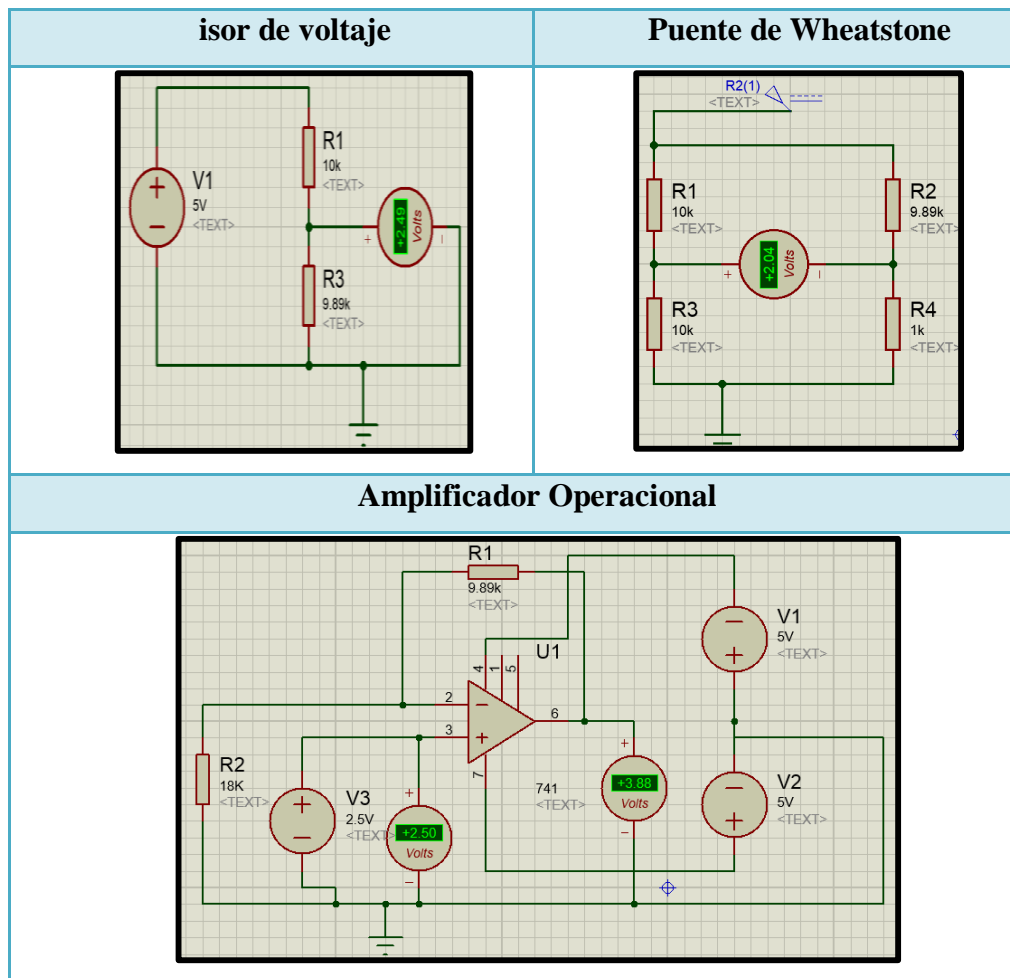
3.12.5 Análisis y simulación por computadora

En la Tabla 71 se observan las simulaciones realizadas en los circuitos de acondicionamiento del sensor de temperatura NTC.

Tabla 71.

Simulaciones circuitos de acondicionamiento sensor NTC 103

Simulaciones circuitos de acondicionamiento sensor NTC 103
--

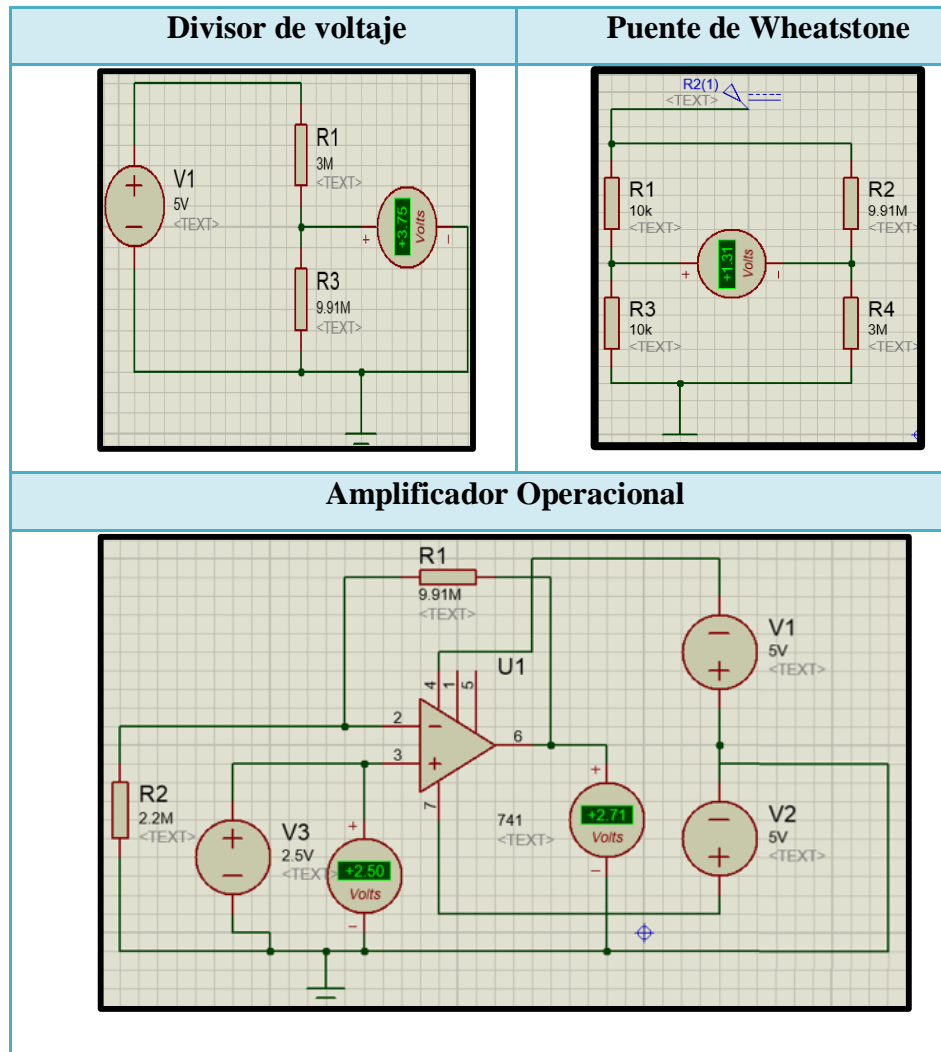


En la Tabla 72 se observan las simulaciones realizadas en los circuitos de acondicionamiento del sensor de humedad HR 202L.

Tabla 72.

Simulaciones circuitos de acondicionamiento sensor humedad HR 202L

Simulaciones circuitos de acondicionamiento sensor humedad HR 202L



3.12.6 Aplicación para teléfono móvil

NAVEGACIÓN DEL SISTEMA

A continuación se muestra el direccionamiento entre las ventanas. El esquema de navegación de una HMI debe ser intuitivo y fácil de usar. Para lo cual se utilizan diferentes elementos, como botones, menús, submenús, entre otros. En este esquema se establece como navegar a lo largo del sistema, estructura como es el orden de las ventanas.

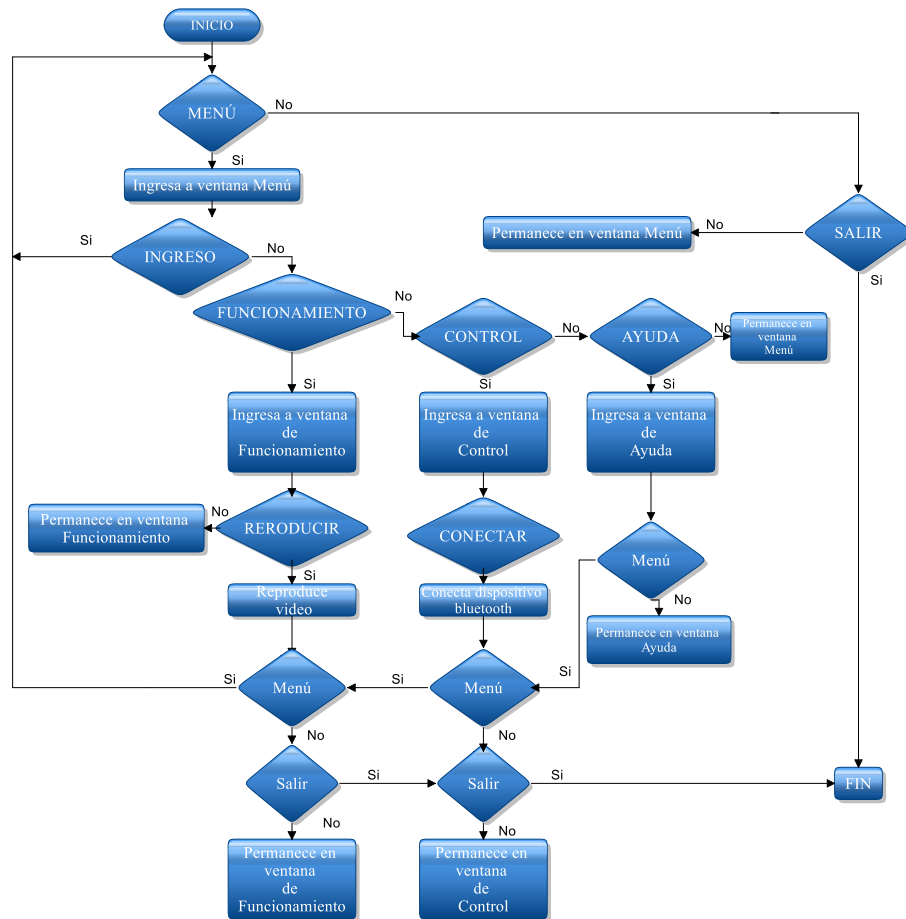
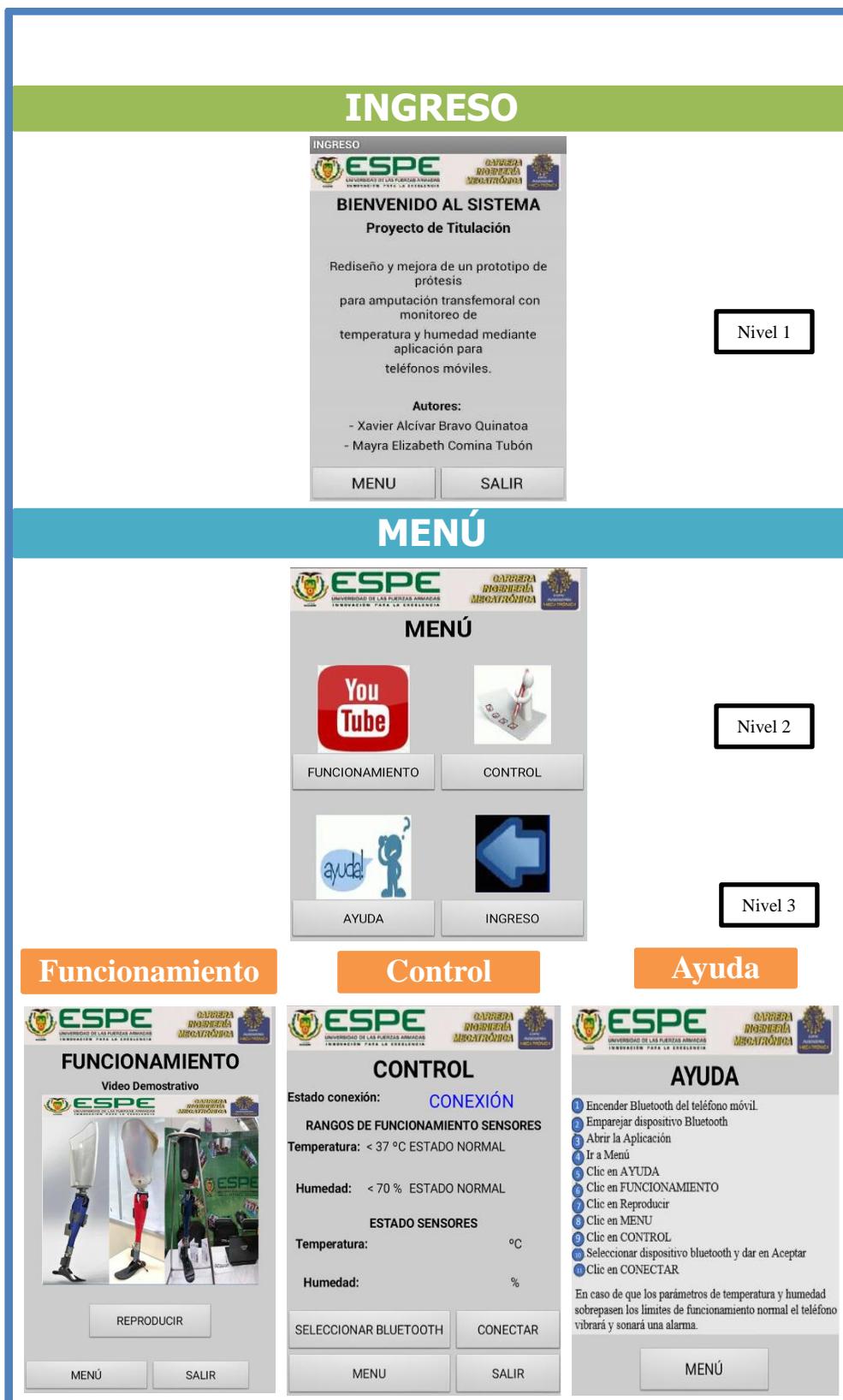


Figura 74. Esquema general de Navegación

A continuación, la distribución por niveles de acceso de las ventanas de la HMI.

- **Primer Nivel:** Ventana Ingreso
- **Segundo Nivel:** Ventana Menú.
- **Tercer Nivel:** Ventana Funcionamiento, Ventana Control, Ventana Ayuda.

Tabla 73.
Niveles de acceso a la HMI





ARQUITECTURA DEL SISTEMA

En la arquitectura utilizada se debe considerar todos los tipos de pantallas presentes en la HMI, como pantalla de Ingreso, menú, funcionamiento, control y ayuda. A continuación, en la Tabla 74 se muestra el listado de las pantallas con las funciones que desarrollarán cada una de ellas.

Tabla 74.
Descripción de la funcionalidad de pantallas

PANTALLA	DESCRIPCIÓN
	<p>En la pantalla Ingreso se detalla el título del proyecto y los autores; se puede ingresar al Menú del sistema o Salir del mismo.</p>
	<p>En la ventana de Menú se visualizan las opciones de ingreso a Funcionamiento, Control, Ayuda y de regreso a la ventana Ingreso.</p>
	<p>En la ventana Funcionamiento al dar clic en el botón REPRODUCIR se abre el enlace que dirige a la página de YouTube en donde se tiene un video explicativo acerca del funcionamiento de la</p>

	<p>prótesis. Al dar clic en el botón MENU se regresará al Menú del sistema.</p>
	<p>En la ventana Control se presiona el botón Seleccionar Bluetooth para escoger de entre los dispositivos emparejados con el teléfono celular, posterior a ello se presiona el botón Conectar. Una vez realizado esto en el label Estado de conexión aparecerá CONECTADO. Se visualizará la Temperatura y la Humedad de los sensores colocados en el socket de la prótesis; en caso de que la Temperatura sobrepase los 37°C o que la Humedad sea mayor 70 % el teléfono vibrará y sonará una alarma para mantener en alerta al paciente.</p>
	<p>La ventana de ayuda se describe el proceso a realizar para conectar teléfono celular al dispositivo bluetooth de la tarjeta de control que permitirá el movimiento de los servomotores colocados en la prótesis así como también el funcionamiento de los sensores colocados en el socket.</p>

Es importante mantener una distribución organizada de las ventanas, la arquitectura permite ver la relación entre ellas para una fácil navegación.

3.12.7 Diagrama de flujo de la programación

A continuación, en la Figura 75 se muestra el diagrama de flujo de la programación en el microcontrolador.

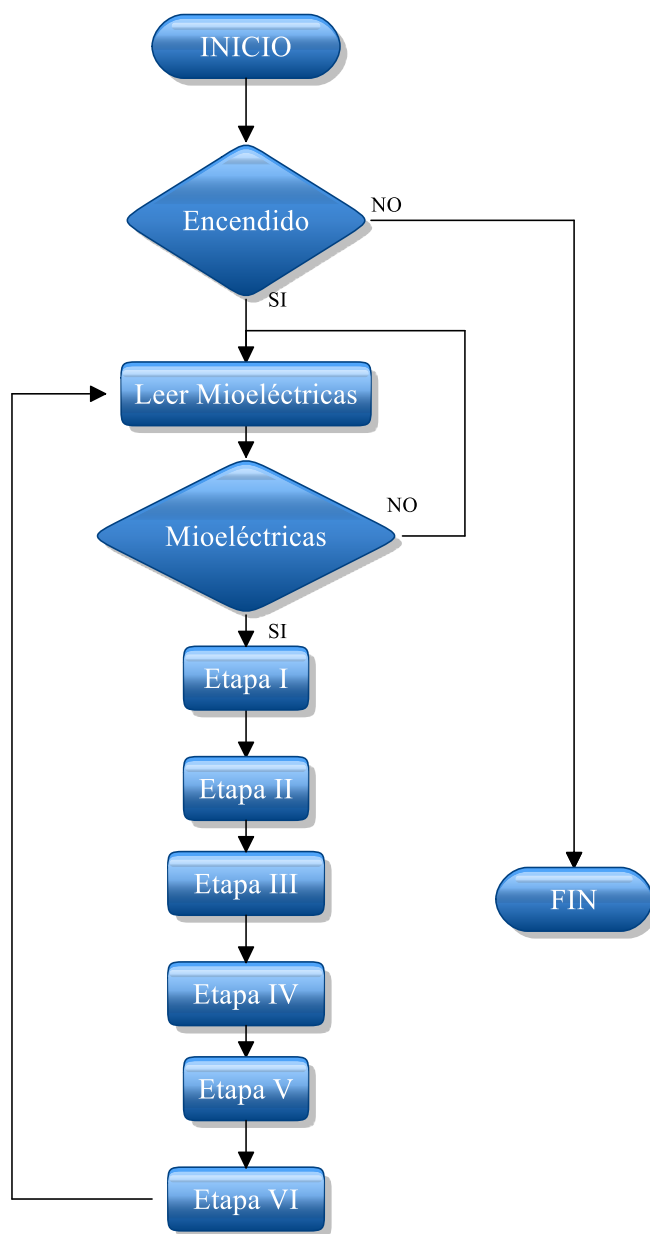


Figura 75. Diagrama de flujo de la programación en el microcontrolador

A continuación, en la Figura 76 se observa el diagrama de flujo de la programación en la aplicación para teléfono móvil.

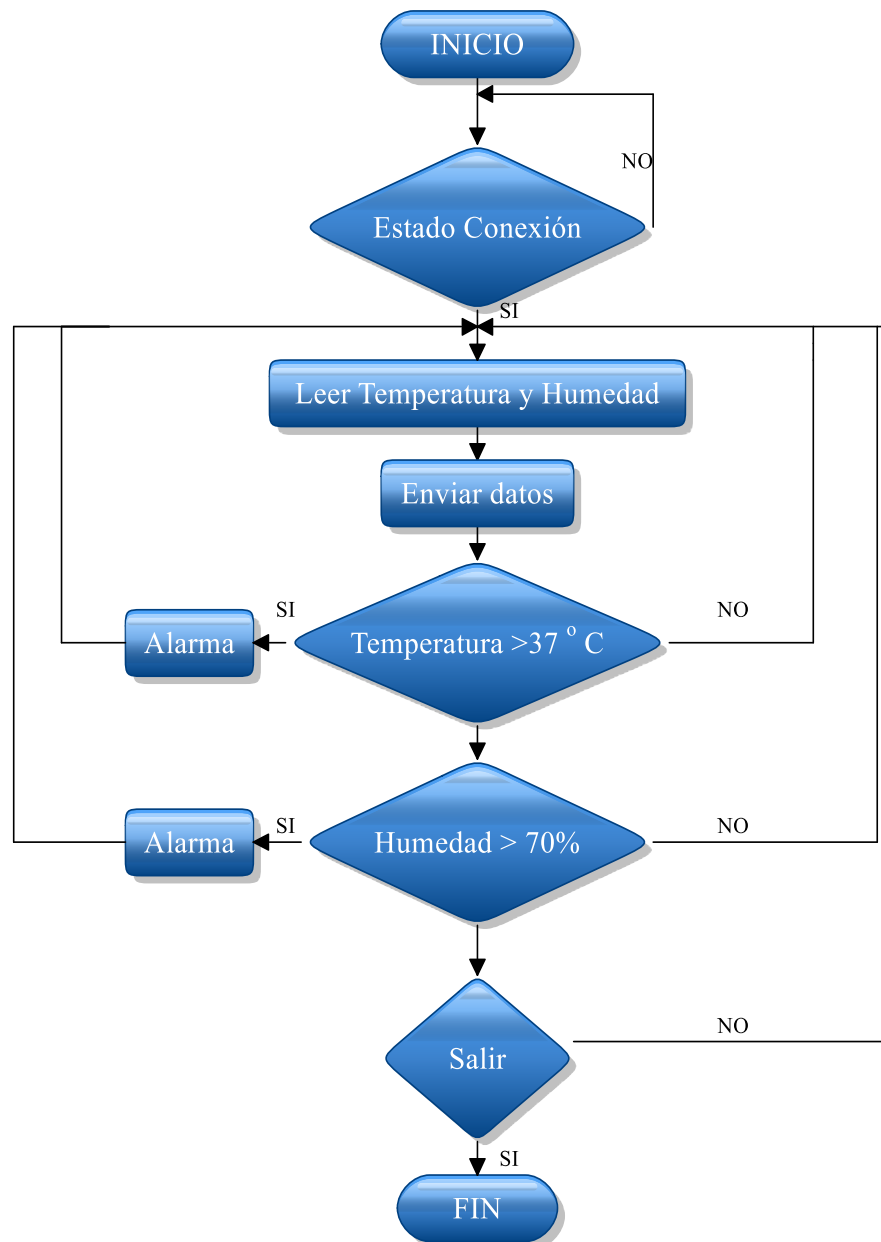


Figura 76. Diagrama de flujo de la programación en la aplicación para teléfono móvil

CAPÍTULO IV

4. IMPLEMENTACIÓN

Este capítulo muestra la implementación de la prótesis para amputación transfemoral la cual consiste en la obtención de los moldes de las piezas en PLA, luego se realiza el colado de aluminio en moldes de arena y finalmente se pinta y se da los acabados; por otro lado, se efectúa la instalación de los componentes electrónicos obteniendo un sistema mecatrónico verificando su funcionamiento.

4.1 Implementación de la prótesis (piezas y componentes mecánicos)

4.1.1 Moldes en PLA

Se realizó la impresión en PLA del molde que se utilizará para la fundición de las partes de la prótesis en aluminio.

En las Figuras 77, 78, 79 y 80 se muestran los moldes de la rodilla, vástago, tobillo y pie respectivamente.

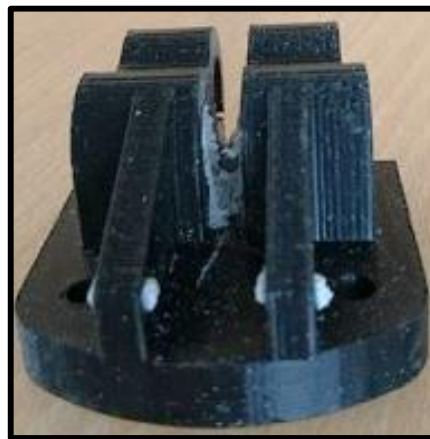


Figura 77. Molde de la rodilla en PLA

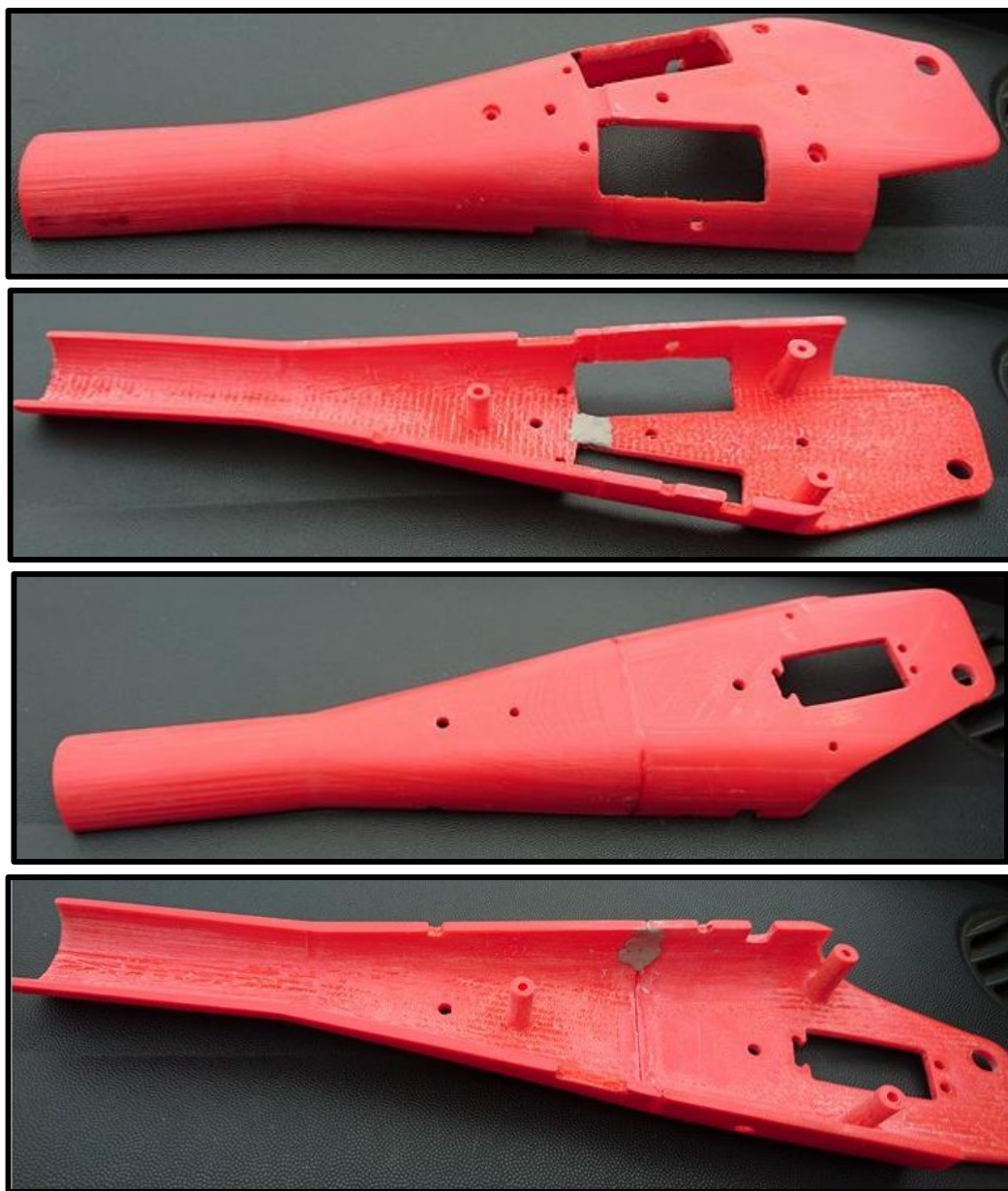


Figura 78. Molde en PLA del vástago



Figura 79. Molde en PLA del tobillo



Figura 80. Molde en PLA del pie

4.1.2 Partes en aluminio

Se realiza el colado de aluminio en moldes de arena obteniendo como resultado las partes mostradas en las Figuras 81, 82 y 83 se muestran los moldes del vástago, tobillo y pie respectivamente.



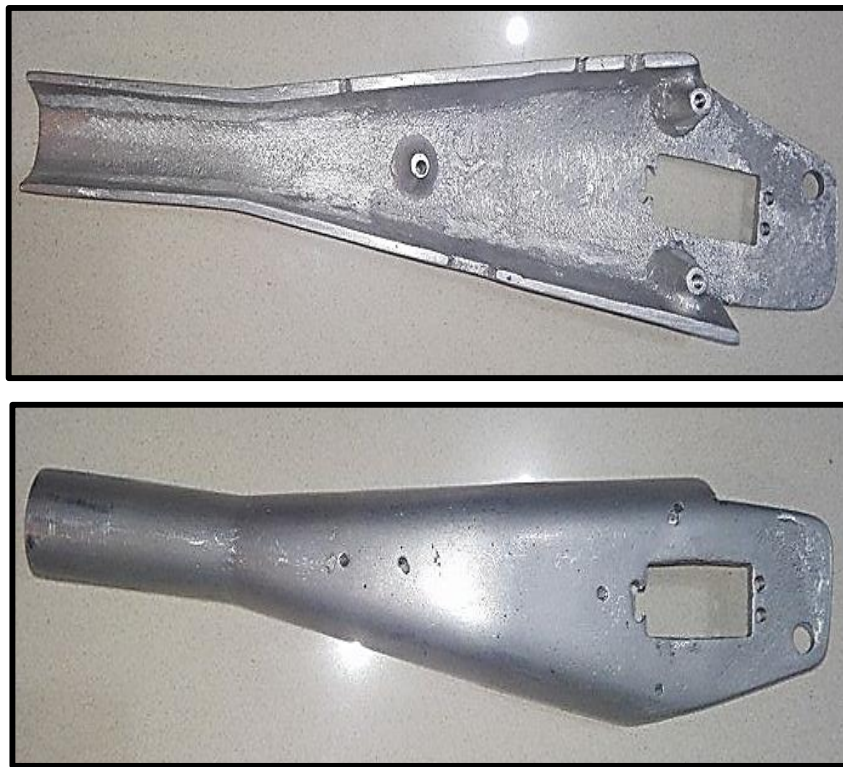


Figura 81. Piezas en aluminio del vástago



Figura 82. Tobillo en aluminio fundido



Figura 83. Pie en aluminio

Después de limar, masillar y pintar se tiene las piezas con los acabados finales mostrados en las Figuras 84, 85, 86 y 87.



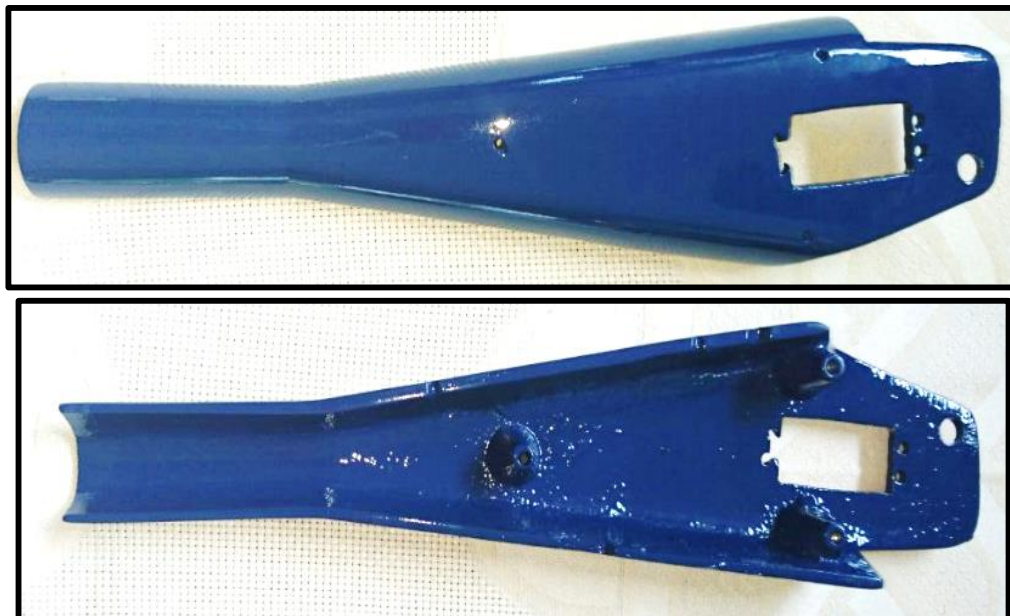


Figura 84. Vástago con acabados finales



Figura 85. Molde para la rodilla



Figura 86. Tobillo con acabados finales

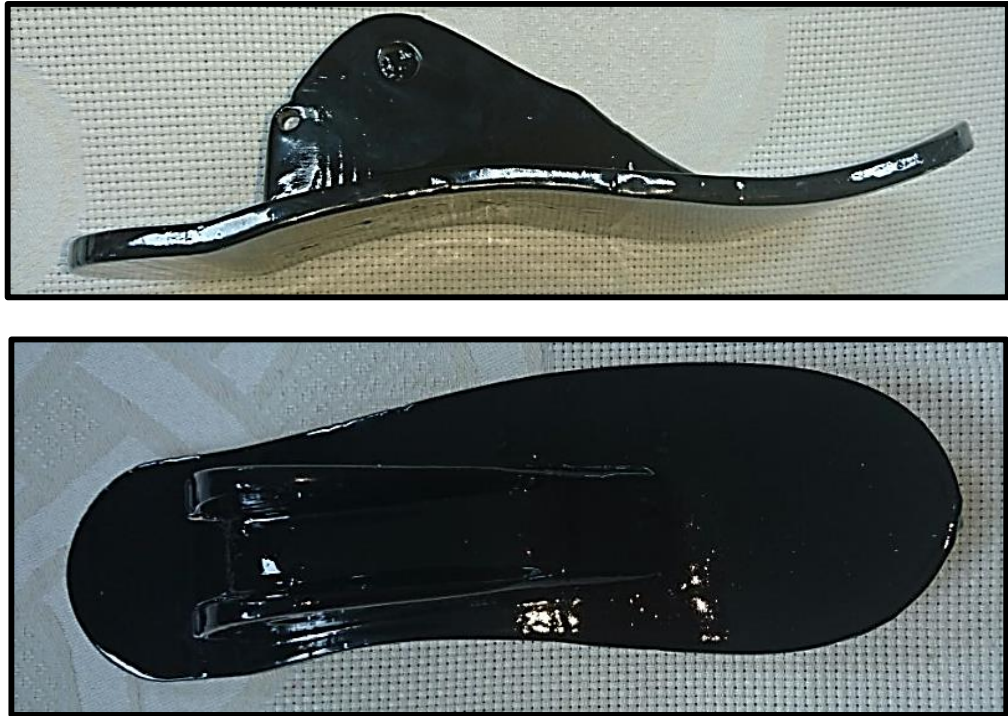


Figura 87. Pie con acabados finales

4.1.3 Manufactura de las piezas

Se fabricaron los ejes, engranes y acoples del tobillo que se observan en las Figuras 88, 89 y 90. Los procesos realizados en el maquinado de estas partes incluyen corte, torneado, limado, taladrado, fresado, entre otros.



Figura 88. Manufactura ejes

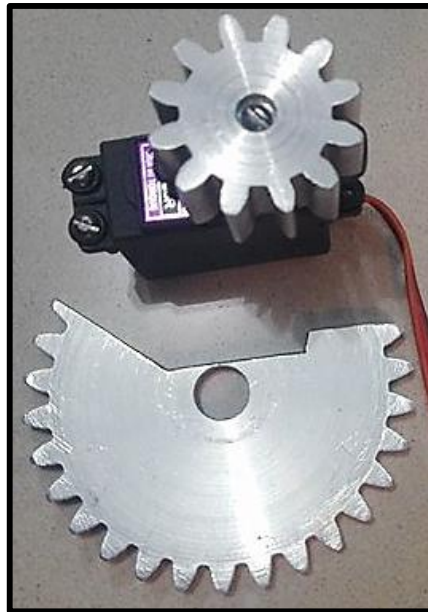


Figura 89. Manufactura engranes



Figura 90. Manufactura acoples tobillo

4.1.4 Instalación de componentes

Una vez que se tienen manufacturadas las piezas que conforman la prótesis se procede a unir cada una de ellas. Las figuras que están a continuación muestran los ensambles de la prótesis, así como los resultados finales de este proceso.

En las Figura 91, 92, 93, 94, y 95 se muestra el ensamble del tobillo y el pie, el ensamble de la rodilla y el vástago, el ensamble en PLA, el ensamble en aluminio y el ensamble final con acabados.



Figura 91. Ensamble pie - tobillo



Figura 92. Ensamble rodilla - vástago



Figura 93. Ensamble en PLA



Figura 94. Ensamble en aluminio

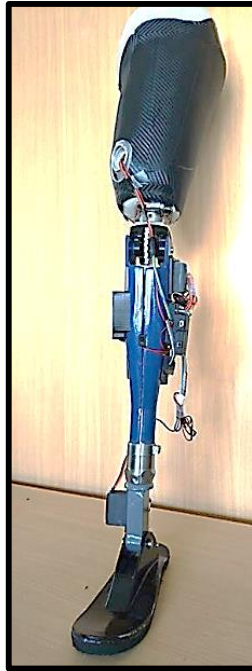


Figura 95. Ensamble final con acabados

4.2 Implementación de los componentes electrónicos

4.2.1 Implementación de sensores

Se realizó los orificios en el socket para instalar los sensores musculares, el sensor de humedad y el sensor de temperatura como se observa en la Figura 96



Figura 96. Implementación de sensores

4.2.1 Instalación de baterías y controlador

Una vez que se tienen instalados los sensores se procede a instalar las baterías como se observa en las Figuras 97 y 98, y el controlador en la Figura 99.



Figura 97. Bateria para funcionamiento de servomotores



Figura 98. Bateria para funcionamiento de señales mioeléctricas

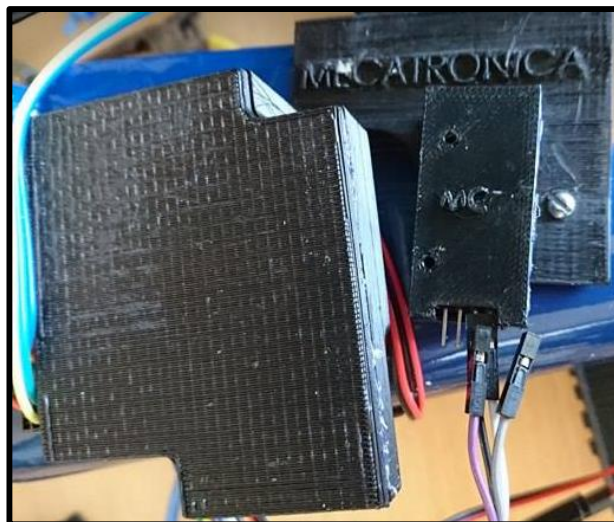


Figura 99. Controlador y módulo bluetooth

4.2.2 Conexión de componentes

Finalmente se tiene el sistema mecatrónico protésico funcionando, ver Figura 100



Figura 100. Sistema mecatrónico protésico

CAPÍTULO V

5. PRUEBAS Y RESULTADOS

Se desarrolla diversas pruebas para encontrar el funcionamiento óptimo de la prótesis de tal manera que se cree un diseño robusto que cumpla con los requerimientos del paciente. El protocolo de pruebas se desarrolla en 4 etapas. La primera etapa es el análisis angular de la rodilla y el pie sin amputación, la segunda etapa consiste en verificar el funcionamiento de los componentes mecánicos, en la tercera etapa se realiza las pruebas de los componentes electrónicos, y finalmente en la cuarta etapa se procede a verificar el funcionamiento de la prótesis para cumplir con los objetivos planteados.

5.1 Desarrollo del protocolo de pruebas

El protocolo de pruebas se realizó en varias etapas, que se detallan a continuación:

- **ETAPA 1:** Análisis angular de la rodilla y el pie durante la marcha

En la primera etapa se realiza un análisis angular de la rodilla y el pie durante la marcha de la pierna sin amputación para verificar los ángulos con los que se mueven estas dos partes importantes para el funcionamiento de la pierna.

Tabla 68.

Análisis de ciclo de marcha de la pierna sin amputación

PRUEBA	
IDENTIFICACIÓN DE LA PRUEBA	Análisis angular de rodilla durante la marcha
TIPO DE PRUEBA	Prueba de análisis de ciclo de marcha
COMPONENTE SOMETIDO A PRUEBA	Pierna sin amputación
LUGAR Y FECHA DE ELABORACIÓN	Quito 01 de diciembre de 2016
RESPONSABLES	Xavier Bravo Mayra Comina
OBJETIVO GENERAL DE LA PRUEBA	Realizar el análisis de ciclo de marcha del paciente con

		amputación transfemoral mediante software especializado para poder utilizar los datos obtenidos en la prótesis electrónica
DURACIÓN ESTIMADA		1 hora aproximadamente
PARTICIPANTES		
NOMBRE	Dr. Carlos Alberto Hurtado	“Protéus” Centro de Prótesis, Órtesis y Rehabilitación
	Diego Hernández	Paciente
	Xavier Bravo	Estudiante Ingeniería Mecatrónica – ESPE
	Mayra Comina	Estudiante Ingeniería Mecatrónica – ESPE
DESCRIPCIÓN DE LA PRUEBA		
<ol style="list-style-type: none"> 1. Considerar el gesto motor a ser analizado en este caso el CICLO DE MARCHA. 2. Escoger el material con el cual se pueda captar el gesto motor a analizar, este material va a ser un teléfono celular con cámara. 3. Ubicar los marcadores en el gesto motor a analizar en este caso un ciclo de marcha, estos marcadores se ubicarán en los siguientes reparos óseos: <ul style="list-style-type: none"> - Trocánter mayor (cadera) - Condilo lateral (rodilla) - Maléolo lateral (pie) 4. Con los marcadores ya ubicados en el lugar correspondiente se inicia a registrar el gesto motor (grabación). 		

- **ETAPA 2:** Funcionamiento de los componentes mecánicos

En la segunda etapa se realiza pruebas de funcionamiento de los componentes mecánicos para verificar el acople entre ellos y corregir fallas en caso de que existan.

Tabla 69.

Prueba de los componentes mecánicos

PRUEBA	
Identificación de la Prueba	Prueba de componentes mecánicos
Objetivo General de la Prueba	Verificar el funcionamiento de los componentes mecánicos
Componentes sometidos a Prueba	Rodilla, engranes, pie, tobillo, acoples de tobillo, ejes, vástago.
Responsables	Xavier Bravo
	Mayra Comina

Duración estimada	4 horas.	
PARTICIPANTES		
Nombre	Xavier Bravo	Estudiante Ingeniería Mecatrónica - ESPE
	Mayra Comina	Estudiante Ingeniería Mecatrónica - ESPE
DESCRIPCION DE LAS PRUEBAS		
<ol style="list-style-type: none"> 1. Instalar los componentes mecánicos de la prótesis. 2. Encerar los servomotores de la rodilla y el pie. 3. Verificar el acople de los componentes de la rodilla, y los componentes del pie. 4. Verificar que el peso total de la prótesis este entre los 2kg y 3 kg. 		

- **ETAPA 3:** Funcionamiento de los componentes electrónicos

En la tercera etapa se verifica el funcionamiento de los componentes electrónicos, identificando el músculo correcto del muñón de la pierna para realizar la activación de la prótesis, también se verifica la adquisición de datos de los sensores de humedad y temperatura en el teléfono celular.

Tabla 70.

Prueba de sensores musculares - músculos cuádriceps y femoral

PRUEBA	
IDENTIFICACIÓN DE LA PRUEBA	Obtención de señales mioeléctricas músculo cuádriceps y femoral.
TIPO DE PRUEBA	Prueba de sensor muscular
COMPONENTE SOMETIDO A PRUEBA	Pierna con amputación
LUGAR Y FECHA DE ELABORACIÓN	Quito 11 de diciembre de 2016
RESPONSABLES	Xavier Bravo
	Mayra Comina
OBJETIVO GENERAL DE LA PRUEBA	Obtener las señales mioeléctricas de los músculos cuádriceps y femoral mediante el uso de sensores musculares de la pierna con amputación para verificar el funcionamiento de los circuitos de acondicionamiento.
DURACIÓN ESTIMADA	1 hora aproximadamente

PARTICIPANTES		
NOMBRES	Diego Hernández	Paciente
	Xavier Bravo	Estudiante Ingeniería Mecatrónica - ESPE
	Mayra Comina	Estudiante Ingeniería Mecatrónica - ESPE
DESCRIPCIÓN DE LA PRUEBA		
<ol style="list-style-type: none"> 1. Seleccionar el método de captación de las señales EMG en este caso se utilizarán electrodos superficiales. 2. Identificar los músculos cuádriceps y femoral donde se colocarán los sensores. 3. Preparar la zona de detección, en caso de ser necesario limpiar la zona para evitar afectaciones en las mediciones. 4. Con base en la normativa SENIAM colocar los sensores en los puntos de los músculos más adecuados para obtener los mejores o más adecuados biopotenciales. 5. Realizar el proceso de adquisición de señales. 		

Tabla 71.

Prueba de sensores musculares - músculos recto anterior

PRUEBA		
IDENTIFICACIÓN DE LA PRUEBA	Obtención de señales mioeléctricas músculo recto anterior.	
TIPO DE PRUEBA	Prueba de sensor muscular	
COMPONENTE SOMETIDO A PRUEBA	Pierna con amputación	
LUGAR Y FECHA DE ELABORACIÓN	Quito 20 de enero de 2017	
RESPONSABLES	Xavier Bravo	
	Mayra Comina	
OBJETIVO GENERAL DE LA PRUEBA	Obtener las señales mioeléctricas de los músculos recto anterior mediante el uso de sensores musculares de la pierna con amputación para verificar el funcionamiento de los circuitos de acondicionamiento.	
DURACIÓN ESTIMADA	1 hora aproximadamente	
PARTICIPANTES		
	Diego Hernández	Paciente

NOMBRES	Xavier Bravo	Estudiante Ingeniería Mecatrónica – ESPE
	Mayra Comina	Estudiante Ingeniería Mecatrónica – ESPE
	Dr. Carlos Alberto Hurtado	“Protéus” Centro de Prótesis, Órtesis y Rehabilitación
DESCRIPCIÓN DE LA PRUEBA		
<ol style="list-style-type: none"> 1. Seleccionar el método de captación de las señales EMG en este caso se utilizarán electrodos superficiales. 2. Identificar los músculos recto anterior donde se colocarán los sensores. 3. Preparar de la zona de detección, en caso de ser necesario limpiar la zona para evitar afectaciones en las mediciones. 4. Con base en la normativa SENIAM colocar los sensores en los puntos de los músculos más adecuados para obtener los mejores o más adecuados biopotenciales. 5. Realizar el proceso de adquisición de señales. 		

- **ETAPA 4:** Funcionamiento del sistema mecatrónico

En la cuarta etapa se verifica el funcionamiento del sistema mecatrónico en donde en base a la alineación de banco, alineación estática y alineación dinámica se comprueba el correcto estado y funcionamiento de la prótesis. También se realiza un análisis angular a la prótesis para poder comparar estos datos con los obtenidos inicialmente de la pierna sin amputación. En esta etapa se verifica la aplicación para teléfono celular en donde se visualiza el monitoreo de temperatura y humedad dentro del socket.

Tabla 72.

Prueba final del sistema mecatrónico

PRUEBA	
IDENTIFICACIÓN DE LA PRUEBA	Prueba del sistema mecatrónico
TIPO DE PRUEBA	Prueba de funcionamiento final de la prótesis.
COMPONENTE SOMETIDO A PRUEBA	Pierna con amputación
LUGAR Y FECHA DE ELABORACIÓN	Quito 26 de enero de 2017
RESPONSABLES	Xavier Bravo
	Mayra Comina

OBJETIVO GENERAL DE LA PRUEBA		Verificar el funcionamiento de la prótesis para amputación transfemoral así como también el monitoreo de temperatura y humedad dentro del socket.
DURACIÓN ESTIMADA		4 hora aproximadamente
PARTICIPANTES		
NOMBRES	Diego Hernández	Paciente
	Xavier Bravo	Estudiante Ingeniería Mecatrónica – ESPE
	Mayra Comina	Estudiante Ingeniería Mecatrónica – ESPE
	Dr. Carlos Alberto Hurtado	“Protéus” Centro de Prótesis, Órtesis y Rehabilitación
DESCRIPCIÓN DE LA PRUEBA		
<ol style="list-style-type: none"> 1. Realizar la alineación de banco de la prótesis. 2. Realizar la alineación estática de la prótesis. 3. Realizar la alineación dinámica de la prótesis. 4. Verificar el funcionamiento de los sensores. 5. Probar la aplicación para teléfono móvil. 		

Tabla 73.

Análisis de ciclo de marcha prótesis

PRUEBA	
IDENTIFICACIÓN DE LA PRUEBA	Análisis angular de rodilla durante la marcha
TIPO DE PRUEBA	Prueba de análisis de ciclo de marcha
COMPONENTE SOMETIDO A PRUEBA	Pierna con amputación
LUGAR Y FECHA DE ELABORACIÓN	Quito 26 de enero del 2017
RESPONSABLES	Xavier Bravo
	Mayra Comina
OBJETIVO GENERAL DE LA PRUEBA	Realizar el análisis de ciclo de marcha del paciente con amputación transfemoral mediante software especializado para poder comparar los datos obtenidos con la pierna sin amputación.
DURACIÓN ESTIMADA	1 hora aproximadamente

PARTICIPANTES		
NOMBRE	Dr. Carlos Alberto Hurtado	“Protéus” Centro de Prótesis, Órtesis y Rehabilitación
	Diego Hernández	Paciente
	Xavier Bravo	Estudiante Ingeniería Mecatrónica – ESPE
	Mayra Comina	Estudiante Ingeniería Mecatrónica – ESPE
DESCRIPCIÓN DE LA PRUEBA		
<ol style="list-style-type: none"> 1. Considerar el gesto motor a ser analizado en este caso el CICLO DE MARCHA. 2. Escoger el material con el cual se pueda captar el gesto motor a analizar, este material va a ser un teléfono celular con cámara. 3. Ubicar marcadores en el gesto motor a analizar en este caso un ciclo de marcha, estos marcadores se ubicarán en los siguientes reparos óseos: <ul style="list-style-type: none"> - Trocánter mayor (cadera) - Condilo lateral (rodilla) - Maléolo lateral (pie) 4. Con los marcadores ya ubicados en el lugar correspondiente se inicia a registrar el gesto motor (grabación). 		

5.2 Pruebas y resultados de la prótesis

5.2.1 Conexión de componentes de la rodilla

Se realizó la prueba de los componentes mecánicos en donde se verificó el acople de los engranes, así como también el movimiento del mecanismo del tobillo, en la Figura 101 se puede observar el sistema de transmisión implementado en la rodilla.

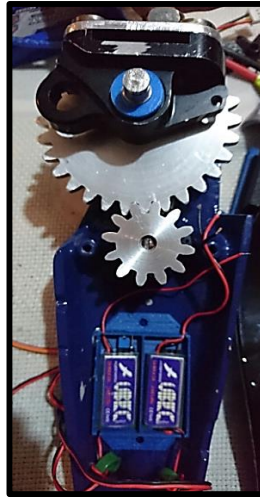


Figura 101. Ensamble rodilla – vástago

5.2.1 Conexión de componentes del pie

En la Figura 102 se puede observar el mecanismo implementado en el tobillo. En ambos casos el acople de los componentes fue el correcto de tal manera que se pudo realizar los movimientos deseados sin ningún inconveniente.



Figura 102. Conexión componentes del pie

5.2.2 Peso de la prótesis

Se verificó el peso de toda la estructura como se observa en la Figura 103, obteniendo un resultado de 2.5 kg, valor que según las indicaciones del protesista asesor del proyecto se considera que esta dentro del rango apto para este tipo de prótesis.



Figura 103. Peso de la prótesis

5.3 Pruebas y resultados de los componentes eléctricos

5.3.1 Prueba sensores musculares

Se realizó la prueba de la obtención de las señales mioeléctricas del paciente en diferentes músculos como se observa en la Figura 104 y 105.



Figura 104. Medición señales mioeléctricas en el músculo vasto externo.



Figura 105. Medición señales mioeléctricas en el músculo recto anterior.

5.3.2 Prueba de los sensores de humedad y temperatura

Se realizó la prueba del monitoreo de temperatura y humedad como se observa en la Figura 106, en donde se obtuvo los resultados a través del teléfono celular verificando que el controlador y los sensores funcionaban sin ninguna novedad.



Figura 106. Resultado del monitoreo de temperatura y humedad

5.4 Pruebas y resultados del sistema mecatrónico en general

5.4.1 Alineación de banco

En esta prueba se realiza el ensamble de las partes de la prótesis en una mesa de trabajo sin el paciente, se verifica las dimensiones, alineación y estabilidad de la prótesis, y que el pie se encuentre horizontal alineado.

Las dimensiones se verifican comparando con la extremidad sana; la alineación se logra conjuntamente con la estabilidad de la prótesis al comprobar que la línea de carga caiga debajo del eje, con esto se logra determinar que la prótesis se encuentre perfectamente armada para uso del paciente.

Las dimensiones que se tomaron se muestran en la Tabla 81.

Tabla 81.

Comparación de dimensiones extremidad sana y prótesis.

DIMENSIONES	
EXTREMIDAD SANA	PRÓTESIS

Pierna	60 cm	59.8 cm
Pie	10 cm	10.4 cm

En la Figura 107 se observa que la línea de carga cae por debajo del eje garantizando la estabilidad de la prótesis.



Figura 107. Línea de carga por debajo del eje

5.4.2 Alineación estática

En esta prueba el paciente se encuentra en bipedestación con la prótesis en la que se verifica alturas, rotaciones, inclinaciones, entre otros parámetros que se puedan modificar para lograr una bipedestación estable y un apoyo plano sobre la superficie del piso. También se verifica que el paciente se encuentre alineado distribuyendo la carga casi simétrica 50% a su extremidad afectada y 50% a su extremidad sana.

Como se observa en la Figura 108 el paciente logró tener estabilidad al colocarse en bipedestación.



Figura 108. Paciente en bipedestación

5.4.3 Alineación dinámica

En esta prueba el paciente da sus primeros pasos y empieza a caminar, se verifica que la longitud de paso este bien, que el paciente este pisando sobre la superficie del piso lo más plano posible, que no tenga muchas inclinaciones, y se tiene que valorar dos vistas principales:

- Vista frontal o vista posterior

En esta vista se observa la inclinación del muñón, se tiene dos casos: 1) la aducción que es una desviación interna del muñón y 2) la abducción es una desviación externa del muñón en relación a la línea neutra.

- Vista lateral

En esta prueba el paciente se para de costado en el plano sagital, se evalúa en esta vista la flexión o extensión del muñón ya que estos parámetros modifican la alineación de la prótesis. Lo ideal es que los grados de flexión sean igual a los grados de extensión durante la extensión de la pierna. En las Figuras 109 y 110 se observa la extensión y flexión del muñón, respectivamente.

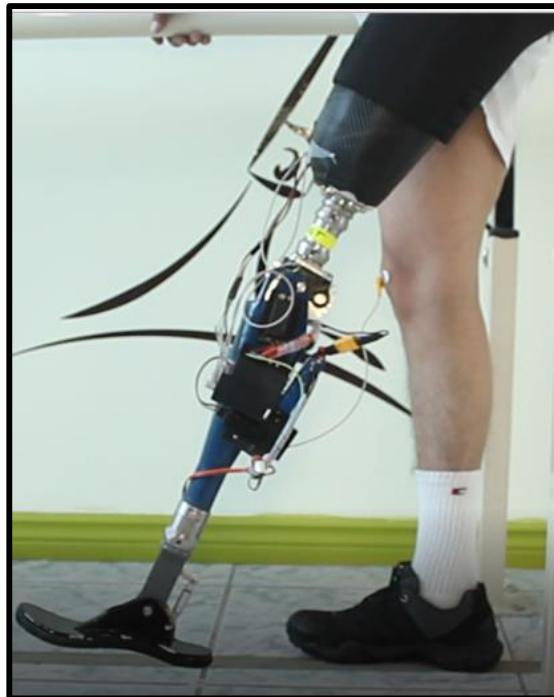


Figura 109. Extensión de la prótesis








Figura 110. Flexión de la prótesis

5.4.4 Análisis angular de la prótesis

A continuación, en la Tabla 82 se muestra el análisis angular de la prótesis durante la fase de apoyo considerando las siguientes etapas:

Tabla 82.

Análisis angular de la prótesis durante la fase de apoyo

FASE DE APOYO	
Contacto del talón	Apoyo plantar
	
Apoyo medio	Elevación del talón
	
Despegue del pie	
	

A continuación, en la Tabla 83 se muestra el análisis angular de la prótesis durante la fase de balanceo considerando sus siguientes etapas:

Tabla 74.

Análisis angular de la prótesis durante la fase de balanceo

FASE BALANCEO	
Aceleración	Balaceo medio
	
Desaceleración	
	

A continuación, en la Figura 111 se muestra el esquema que se utilizó para realizar la medición de los ángulos de la prótesis.



Figura 111. Análisis angular de la prótesis

A continuación, en la Tabla 84 se muestran la comparación de las mediciones tomadas en la pierna sin amputación y la prótesis. Los ángulos corresponden a la rodilla, tobillo y pie.

Tabla 75.

Comparación de ángulos de la pierna sin amputación y la prótesis

α ($^{\circ}$)			φ ($^{\circ}$)			θ ($^{\circ}$)		
Sin amputación.	Prótesis	% de Error	Sin amputación.	Prótesis	% de Error	Sin amputación.	Prótesis	% de Error
3,11	2,89	1,93%	12,92	10,87	2,79%	23,37	18,55	2,91%
4,06	3,75	1,72%	59,90	57,68	0,05%	132,50	129,47	0,94%
21,83	23,50	1,01%	11,04	13,54	1,36%	0,64	0	4,69%
17,60	16,96	3,64%	3,77	2,88	2,39%	4,93	3,96	1,01%
1,30	0,96	3,08%	18,62	16,96	0,81%	9,34	8,53	1,39%
14,81	12,25	1,55%	31,55	30,45	3,49%	6,14	7,74	2,61%
11,67	10,97	1,46%	52,09	51,12	1,86%	85,36	88,92	2,45%
6,24	4,24	2,24%	7,05	6,16	1,28%	13,16	11,23	1,37%
1,42	1,82	3,52%	1,42	1,96	7,04%	1,76	1,74	1,14%
14,62	12,62	0,82%	20,09	18,46	0,70%	5,46	7,53	4,58%
18,43	17,55	1,25%	33,38	31,71	1,26%	30,85	28,69	3,57%

Como se puede observar en la Tabla 84 la diferencia entre los ángulos de la pierna sin amputación y la prótesis no sobrepasan el 5 %; rango aceptable para poder afirmar que el funcionamiento de la prótesis se asemeja al movimiento natural de una pierna humana.

Análisis económico y financiero

- **Costo Materia prima**

Tabla 76.

Costo materia prima

No.	Ítem	Descripción	Costo unitario (USD)	Cantidad (USD)	Subtotal (USD)
1	Plástico ABS	Rollo	\$ 30,00	1	\$ 30,00
2	Aluminio	Partes	\$ 55	4	\$ 220,00
3	Acero inoxidable	Φ 12,7 x 25 cm	\$ 2,00	1	\$ 2,00
Subtotal					\$ 252,00
IVA					\$ 35,28
Total					\$ 287,28

- **Costo Herramientas y materiales**

Tabla 77.

Costo Herramientas y materiales

No.	Ítem	Descripción	Costo unitario	Cantidad	Subtotal
1	Sensor NTC	Termistor NTC	\$ 10,00	1	\$ 10,00
2	Sensor DEW HD 5-05	Sensor humedad	\$ 4,50	2	\$ 9,00
3	Sensor muscular	Muscle sense v3,0	\$ 30,00	1	\$ 30,00
6	Resistencia	10 k	\$ 0,20	1	\$ 0,20
7	Resistencia	560	\$ 0,10	1	\$ 0,10
8	Resistencia	220	\$ 0,10	1	\$ 0,10
9	Capacitor	0,1 uF	\$ 0,20	1	\$ 0,20
10	Capacitor	0,33 uF	\$ 0,20	1	\$ 0,20
11	Bateria	9 V	\$ 2,50	2	\$ 5,00
12	Bateria	11 V 3,3 A	\$ 38,00	1	\$ 38,00
13	Baquelita	10 x 15	\$ 5,00	1	\$ 5,00

14	Ácido		\$ 1,00	1	\$ 1,00	
15	Papel térmico		\$ 0,50	1	\$ 0,50	
16	Multímetro		\$ 15,40	1	\$ 15,40	
17	Cable eléctrico		\$ 0,80	1	\$ 0,80	
18	Cable señales musculares		\$ 15,00	1	\$ 15,00	
19	Broca	0,8 mm	\$ 1,00	1	\$ 1,00	
20	Broca	1 mm	\$ 1,00	1	\$ 1,00	
21	Broca	0,7 mm	\$ 1,00	1	\$ 1,00	
22	Bornera para conexión eléctrica		\$ 3,00	1	\$ 3,00	
					Subtotal	\$ 136,50
					IVA	\$ 16,38
					Total	\$ 152,88

- **Costo Equipos**

Tabla 78.

Costo de Equipos

No.	Ítem	Descripción	Costo unitario	Cantidad	Subtotal (USD)	
1	Microcontrolador	MegaAVR	\$ 4,00	1	\$ 4,00	
2	Servomotor	HD 6221M 20 kg	\$ 80,00	1	\$ 80,00	
3	Servomotor	KM 2013 20 kg	\$ 85,00	1	\$ 85,00	
					Subtotal	\$ 169,00
					IVA	\$ 23,66
					Total	\$ 192,66

- **Costo de Mano de Obra**

Tabla 79.

Costo de Mano de Obra

No.	Ítem	Descripción	Costo (USD/h)	Tiempo (h)	Subtotal (USD)
1	Maquinado de acero inoxidable	Proceso de torneado	\$ 15,00	2	\$ 30,00
2	Soldadura	Puntos de la placa de circuito impreso	\$ 0,30	76	\$ 22,80
3	Diseño e ingeniería	Diseño sistema mecatrónico	\$ 5	20	\$ 100
6	Planos Mecánicos	Planos de las partes	\$ 12,50	2	\$ 25,00

7	Diagramas eléctricos	Diagramas eléctricos	\$ 12,50	2	\$ 25,00
8	Fundición por arena	Fundición de las partes	\$ 10,00	20	\$200,00
				Subtotal	\$402,80
				IVA	\$ 56,39
				Total	\$459,19

- **Costo Total**

Tabla 80.
Costo Total

Detalle	Costo (USD)
Costo Materia Prima	\$ 287,28
Costo Herramientas y Materiales	\$ 152,88
Costo Equipos	\$ 192,96
Costo Mano de Obra	\$ 459,19
COSTO TOTAL	\$ 1092,31

CAPÍTULO VI

6. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1 Conclusiones

Con la realización del presente proyecto se concluye lo siguiente:

- Se rediseño y mejoró el prototipo de prótesis de pierna para amputación transfemoral utilizando componentes mecánicos y electrónicos de bajo costo de tal manera que las personas de escasos recursos económicos puedan acceder a la prótesis. Se realizó el monitoreo de temperatura y humedad la cual no debe exceder los 37°C y 70% de humedad utilizando sensores que tienen biocompatibilidad y que mediante la aplicación para teléfonos móviles permiten mantener en constante control el estado del socket para así evitar alteraciones en la piel del muñón.
- A través del análisis biomecánico y cinemático del funcionamiento de la rodilla se logró rediseñar el sistema de frenado de tal manera que se pueda controlar el retorno de la prótesis debido a la inercia que se genera durante su funcionamiento. Los ángulos obtenidos en base a los análisis de ciclo de marcha realizados tanto a la prótesis como a la pierna sin amputación presentan un error menor al 5%, por lo cual se garantiza mayor confort y estabilidad durante el uso de la prótesis.
- Debido a la pérdida de sensibilidad en la piel que cubre el muñón se implementó un sistema de medición de temperatura en el que se utilizó el sensor NTC cuyo material de fabricación es epóxico evitando alteraciones en la zona amputada, así como también un sistema de medición de humedad en el que se empleó el sensor HR202 L que permite tener mayor estabilidad en la adquisición de datos. Se realizó una aplicación en App Inventor que permite monitorear el estado del socket visualizando los datos en teléfonos móviles mediante comunicación bluetooth. Dicho monitoreo permitió al paciente tener un control constante del estado del socket y en caso de que se sobrepase los

rangos normales de funcionamiento del mismo, el paciente pueda tomar acciones a fin de evitar alteraciones en su piel.

- En el diseño de la prótesis se utilizó aluminio colado en molde de arena para la fabricación de la estructura mecánica debido a su bajo costo y facilidad de maquinado; el mismo que de una manera satisfactoria permitió tener un peso de 2.5 kg, valor que fue comprobado y aprobado por el protesista con el que se desarrolló el proyecto, peso que representa 3% del total del cuerpo dando como resultado que el paciente pueda caminar sin mucho esfuerzo.
- Se realizó la adquisición de señales mioeléctricas utilizando electrodos superficiales, obteniendo una mejor captación de la señal en el músculo recto anterior. Con esta señal se logró la activación del movimiento de la rodilla y el talón, dando asistencia al paciente al momento de realizar el ciclo de marcha.

6.2 Recomendaciones

- Comenzar con el proceso de investigación de materiales compuestos para poder estar a la par con las nuevas tecnologías de manufactura y poder generar una nueva versión de la prótesis.
- Implementar el uso de otro sistema de control y activación de los actuadores de la prótesis con el fin de mejorar la estética de la misma.
- Existen varios niveles de amputación en miembros inferiores por lo cual es importante realizar un prototipo de pie con control y activación independiente de la rodilla para poder dar mejor estilo de vida a personas que han sufrido amputación bajo la rodilla.
- Para mejorar el uso de la prótesis, el paciente debe mantener un régimen de fisioterapia con el fin de disminuir la pérdida de masa muscular en el muñón, esto debido a que la prótesis es activada mediante señales mioeléctricas producto de la contracción de dicha masa muscular.

BIBLIGRAFÍA

- A. Altamirano, L. L. (2012). Prótesis Biónica de Rodilla de Bajo Costo Basa en Mecanismos Policéntricos. *IEEE*, 89-94.
- Aamir, N., Hannan, A., Urooj, F., & Mohsin, T. (2016). Design and Analysis of Dynamic Energy Return Prosthesis Foot using Finite Element Method. *International Conference o Intelligent Human-Machine Systems and Cybernetics. Advancer Technologies*. (26 de Enero de 2017). Obtenido de <https://www.sparkfun.com/products/retired/11776>
- Alcalá, U. d. (2010). Instrumentación Biomédica. En U. d. Alcalá, *Instrumentación Electrónica* (pág. 19). Madrid, España.
- Alós, J. (2008). *Amputaciones del miembro inferior en cirugía vascular*. Barcelona: Glosa.
- Amputee Coalition of America. (09 de Agosto de 2006). *America Coalition of America*. Obtenido de <http://www.amputee-coalition.org/military-instep/feet.html>
- Andrade, M., & Paz, N. (2013). *Prótesis transfemoral electromecánica*. Nariño: Universidad de Nariño.
- Aosong. (26 de Enero de 2016). Obtenido de <http://akizukidenshi.com/download/ds/aosong/HR202L.pdf>
- Bautista, N. (29 de Junio de 2014). *Metodología para resolver problemas*. Obtenido de Académica: <http://www.academica.mx/blogs/metodolog%C3%ADa-resolver-problemas>
- Bennet, W. (2015). *Recent Advances in Above-Knee Prosthetics*. Obtenido de Oandplibrary: http://www.oandplibrary.com/al/pdf/1968_02_001.pdf
- Brian E. Lawson, J. E. (2014). A ROBOTIC LEG PROSTHESIS. *IEEE* , 70-81.
- Budynas, R., & Keith, N. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. México: McGrawHill.
- Camelo, K. (2007). *Construcción de un encaje o socket para prótesis de miembro inferior con amputación transfemoral*. Bogota: Universidad de la Salle.
- Casal, F. (13 de Diciembre de 2010). *Miosteosalud*. Recuperado el 02 de Septiembre de 2016, de <https://miosteosalud.wordpress.com/2014/12/13/92/>
- Castro, D. (Marzo de 2012). *Repositorio Digital-ESPOL*. Obtenido de Repositorio Digital-ESPOL: <https://www.dspace.espol.edu.ec/bitstream/123456789/21422/1/tesis%20-%20Livingston%20Castro%20->

%20Dise%C3%B1o%20y%20Modelado%20Virtual%20del%20mecanismo%20Policentrico%20de%20una%20Pr%C3%B3tesis%20de%20Rodilla.pdf

- Coalition, A. (20 de Octubre de 2016). *inMotion*. Obtenido de http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/jan_feb_04/aboutknees.html
- Dalincon. (26 de Enero de 2017). Obtenido de <http://dalincom.ru/datasheet/TTF-103.pdf>
- Dorf, & Sadiku. (2006). *CIRCUITOS ELECTRICOS*. Mexico: Alfaomega.
- Dorf, R. (2000). *Circuitos Electrónicos: Introducción al Análisis y Diseño*. México: Alfaomega.
- Dra. Ledia H. Góngora Garcia, D. C. (2003). Laboratorios de Anticuerpos y Biomodelos Experimentales. *MEDISAN*, 100-109.
- El Telégrafo. (10 de Octubre de 2012). *Ecuador producirá 300 prótesis mensuales*. Obtenido de El Telégrafo: <http://www.telegrafo.com.ec/sociedad/item/ecuador-producira-300-protesis-mensuales.html>
- Escobar, C. (Noviembre de 2004). *Escuela Nacional de Deporte*. Cali. Obtenido de <http://www.efisioterapia.net/articulos/analisis-comparativo-la-cinematica-hombre-y-la-mujer>
- Fei Gao, W.-H. L.-Y. (2015). gn of Powered Ankle-Foot Prosthesis Driven. *IEEE*, 6-6.
- Fernández, M. (2008). *Caracterización del movimiento de la rodilla y diseño de un mecanismo policéntrico*. México: Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica.
- Fujtaba, K. (2003). Desarrollo de un sistema de Socket de montaje inmediato para pierna artificial. *IEEE*, 4-4.
- Gamboa, A. (10 de Octubre de 2016). *Biomécanica de la marcha humana*. Obtenido de catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf
- GobiernoPichincha. (10 de Septiembre de 2015). *Gobierno de Pichincha*. Recuperado el 28 de Agosto de 2016, de <http://www.pichincha.gob.ec/pichincha/datos-de-la-provincia/item/13-informacion-general.html>
- González, I. A. (2010). Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas. En I. A. Gonzales, *Diseño y construcción de un sistema para la detección de señales electromiográficas* (págs. 26-27). Merida Yucatab: UADY-Facultad de matemáticas.
- Hannan, A., Fawaz, W., Ahsan, A., Mohsin, T., Javaid, I., & Nigel, L. (2014). *Actuator Design for Robotic Powered an Ankle-Foot Prosthesis*. Sydney.
- Hennessy, C. (1958). *American Orthotics and Prosthetics Association*.

- Hesperian. (2013). *Piernas Artificiales*. Obtenido de Hesperian: http://hesperian.org/wp-content/uploads/pdf/es_dvc_2013/es_dvc_2013_67.pdf
- Highsmith, J., & Kahle, J. (2006). *Prosthetic Feet*.
- INEC. (2013). *Población por condición de discapacidad, según provincia, cantón, parroquia y área de empadronamiento*. Obtenido de Ecuadorencifras: <http://www.ecuadorencifras.gob.ec/?s=discapacidad>
- Jungwoon Yoon, H. N.-s. (2006). A Novel 4-DOF Robotic Foot Mechanism with Multi-platforms for. *IEEE*, 4-4.
- Kohuei Najamura, K. S. (2004). *Desarrollo de un sistema de encaje automático inmediato para pierna artificial y modelado de un Socket con control Fuzzy*. Tokio: Universidad de Agricultura y Tecnologías de Tokio.
- López, P., & Barros, C. (2015). *Diseño de un prototipo de prótesis transfemoral*. Quito.
- López, P., & Barros, C. (2016). *Diseño de un prototipo de prótesis transfemoral*. Quito.
- Marcial, S. (19 de Octubre de 2016). *Prótesis y sus características*. Obtenido de <http://es.slideshare.net/marckamstel/protesis-tipos-y-caracteristicas>
- Mecatrónica. (s.f.). *Carrera Ingeniería Mecatrónica ESPE*. Recuperado el 28 de Agosto de 2016, de [//mecatronica.espe.edu.ec/trabajos-de-titulacion-realizados/](http://mecatronica.espe.edu.ec/trabajos-de-titulacion-realizados/)
- Mecatrónica, C. I. (2014). *Carrera Ingeniería Mecatrónica*. Recuperado el 28 de Agosto de 2016, de <http://mecatronica.espe.edu.ec/trabajos-de-titulacion-realizados/>
- Milián, L., Moncada, F., & Borjas, E. (2014). *Manual de medidas antropométricas*. Costa Rica: SALTRA.
- Myer, K. (2003). *Standard handbook of biomedical engineering and design*. New York: McGraw Hill.
- Nordin, & Frankel. (2005). *Biomecánica básica del Sistema Musculoesquelético*. Madrid: McGraw Hill.
- Norton, K. (2007). *A Brief History of Prosthetics*. The BilCom Group.
- Oandplibrary. (19 de Octubre de 2016). *Componentes de la prótesis por encima de la rodilla*. Obtenido de <http://www.oandplibrary.org/reference/protesica/LLP-11.pdf>
- Ossur. (15 de Enero de 2017). *MedicalExpo*. Obtenido de <http://www.medicaexpo.es/prod/oessur/product-74948-467934.html>
- Ottobock. (24 de Agosto de 2015). *Let's Open up New Dimensions*. Obtenido de Ottobock: http://www.Ottobock.com/cps/rde/xchg/ob_com_en/hs.xsl/15031.html

- Ottobock. (19 de Octubre de 2016). Obtenido de <http://www.ottobock.com.ar/prosthetics/products-from-a-to-z/1e56-axtion/>
- Ottobock. (15 de Enero de 2017). Obtenido de <http://www.ottobock.es/protesica/miembro-inferior/articulaciones-de-rodilla/genium-x3/>
- Pinterest. (25 de Octubre de 2016). *Prosthetic Feet Catalogue*. Obtenido de <https://www.pinterest.com/fmmontane/pies-prot%C3%A9sicos-prosthetic-feet/>
- Pritham, C. (n.d.). Above-Knee Prosthesis Technology. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics*, 87-87.
- Protésica. (24 de Agosto de 2016). *Prótesis de alta tecnológica de piernas* . Obtenido de <http://protesica.com.ve/productos/3r20-rodilla-modular-otto-bock-habermann/>
- Protésica. (15 de Enero de 2017). Obtenido de <http://protesica.com.co/portfolio-item/rodilla-c-leg/>
- PROTEUS. (2015). *Prótesis 101*. Obtenido de Proteus-EC: <http://www.proteus-ec.com/protesis101.html>
- Pyroelectro. (2012). *Servo Motor Control: The Servo Motor*. Obtenido de Pyroelectro: http://www.pyroelectro.com/tutorials/servo_motor/servomotor.html
- Real Academia Española. (2016). *Asociación de Academias de la Lengua Española*. Obtenido de <http://dle.rae.es/?id=US6Q9JZ>
- Redacción. (9 de Octubre de 2014). *TECNOLOGÍA: Crea mexicano prótesis con conexión directa a huesos, nervios y músculos*. Obtenido de Elfronterizo: <http://elfronterizo.com.mx/noticias/tecnologia-crea-mexicano-protesis-con-conexion-directa-a-huesos-nervios-y-musculos/>
- Roberto, M. (2004). *Electromyography - Physiology, Enginnering, and Noninvasive Application* . Estados Unidos: Merletti, Roberto; Parker.
- Rodríguez, R. (2007). *Prótesis Transfemoral de acción sincronizada*. México.
- Sanders, G. (1986). *Lower Limb Amputations A Guide to Rehabilitation* . Philadelphia: Davis.
- Sanz, M. (29 de Enero de 2017). *Cinesiología de la marcha humana normal*. Obtenido de <http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Marcha%20humana.pdf>
- SENIAM. (s.f.). Recuperado el 02 de Septiembre de 2016, de <http://www.seniam.org/>
- The National Institute of Biomedical Imaging . (2012). *Piernas Robóticas Motorizadas- Saltando hacia el futuro*. Tennessee.
- Toscano, O. (25 de Octubre de 2016). *Universidad de Celaya*. Obtenido de <http://es.slideshare.net/Szol/protesis-y-ortesis-35837535>

- Universidad de Valencia. (2012). *Módulo Ortoprotésica*. Valencia.
- Urgilés, P. (Marzo de 2015). *Repositorio Digital-UPS*. Obtenido de Universidad Politécnica Salesiana: <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/8872>
- Vera, P. (s.f.). *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*.
- Vicepresidencia . (10 de Octubre de 2012). *Noticias*. Obtenido de Vicepresidencia del Ecuador: <http://www.vicepresidencia.gob.ec/ecuador-producira-alrededor-de-300-protesis-mensuales-y-cubrira-la-demanda-interna-hasta-diciembre-de-2013-2/>
- Vicepresidencia. (10 de Octubre de 2012). *Vicepresidencia República del Ecuador*. Recuperado el 28 de Agosto de 2016, de <http://www.vicepresidencia.gob.ec>
- Viladot. (s.f.). *Ortesis y Prótesis del aparato locomotor*. Masson.
- Viladot, Cohí, & Clavell. (1984). *Órtesis y prótesis del aparato locomotor*. Barcelona: Masson.
- Yacuzzi, E. (2015). *QFD: CONCEPTOS, APLICACIONES Y NUEVOS DESARROLLOS*. Obtenido de Ucema: <http://www.ucema.edu.ar/publicaciones/documentos/234.pdf>

APÉNDICES

A: MANUAL DE USUARIO

A continuación se detallan los pasos para ejecutar la aplicación en el teléfono móvil.

1. Encender Bluetooth del teléfono móvil.



Figura 112. Manual de usuario-conexión bluetooth

2. Emparejar dispositivo Bluetooth



Figura 113. Manual de usuario emparejamiento de dispositivo bluetooth



Figura 114. Manual de usuario- Asociar a dispositivo bluetooth

3. Seguridad

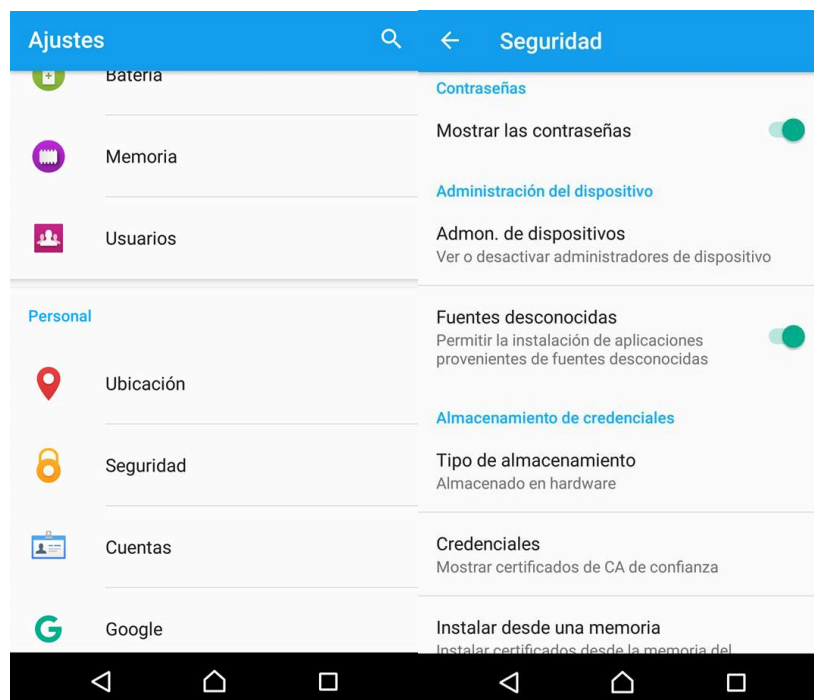


Figura 115. Manual del usuario-Seguridad teléfono

4. Instalar aplicación

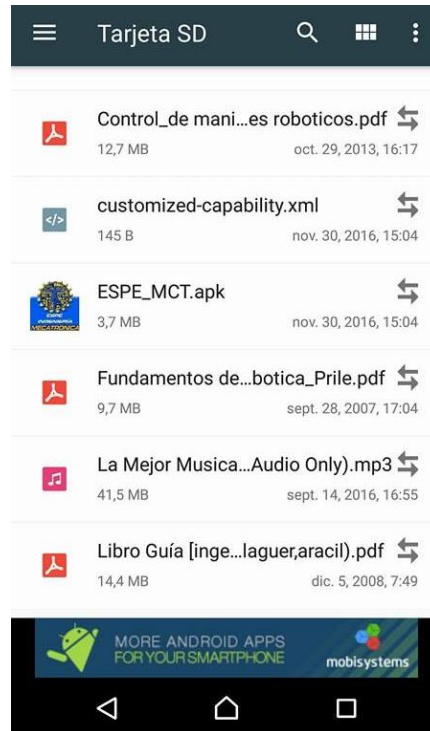


Figura 116. Manual de usuario-Aplicación en el teléfono

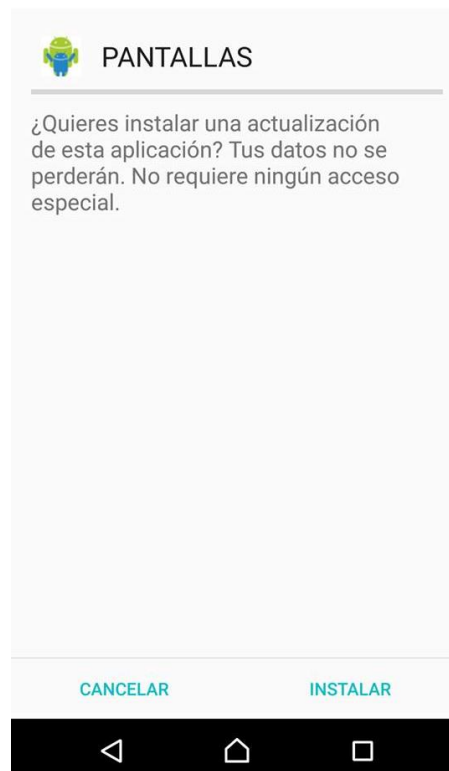


Figura 117. Manual de usuario-Instalación de aplicación

5. Abrir aplicación

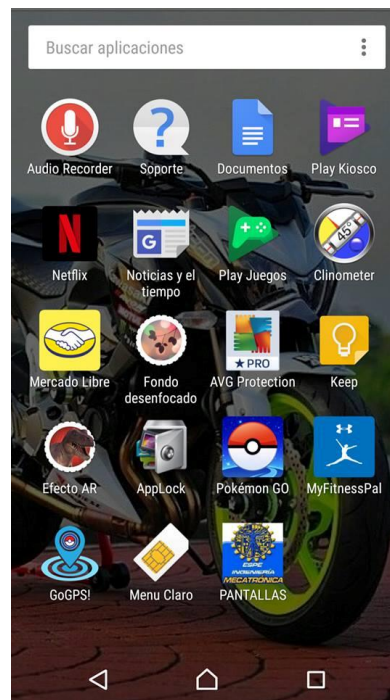


Figura 118. Manual del usuario-Abrir aplicación



Figura 119. Pantalla de bienvenida

6. Clic en MENU



Figura 120. Pantalla de Menú

7. Clic en AYUDA

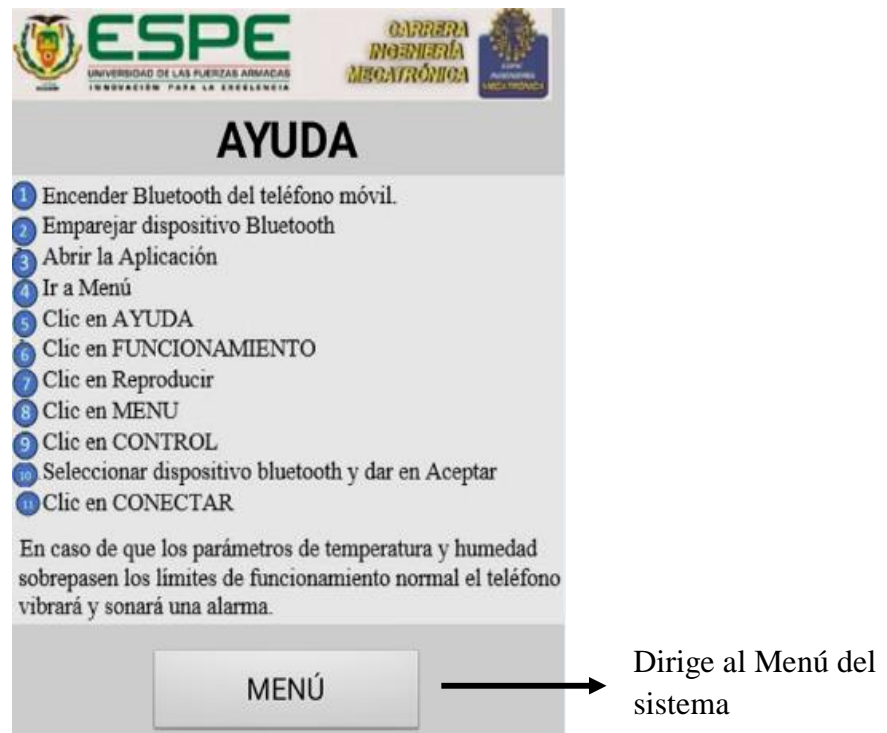


Figura 121. Pantalla de Ayuda

8. Clic en FUNCIONAMIENTO



Figura 122. Pantalla de funcionamiento

9. Clic en CONTROL



Figura 123. Pantalla de control

Dar clic en “Seleccionar Bluetooth” aparecerá la siguiente pantalla, seleccionar el dispositivo HC-06 dar clic en Aceptar.

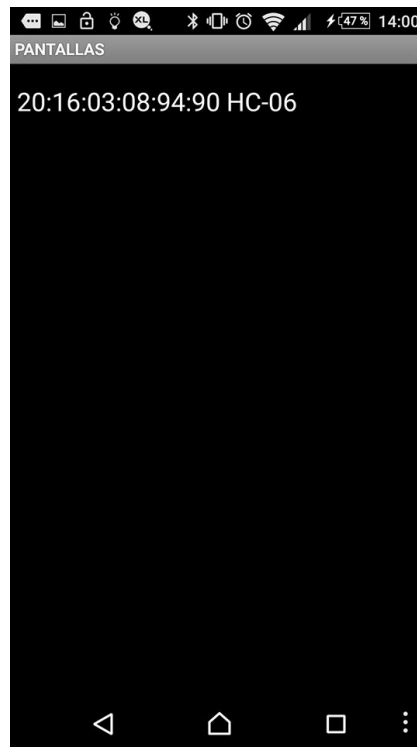


Figura 124. Selección dispositivo bluetooth

Luego dar Clic en CONECTAR

En caso de que se sobrepasen los límites de funcionamiento normal dentro del socket que son los 37 °C de temperatura y el 70 % de humedad, el teléfono vibrará y sonará alertando al paciente.

**B: PLANOS DE PARTES MECÁNICAS, SUB-ENSAMBLES,
CONJUNTO**

C: CATALOGOS EN GENERAL

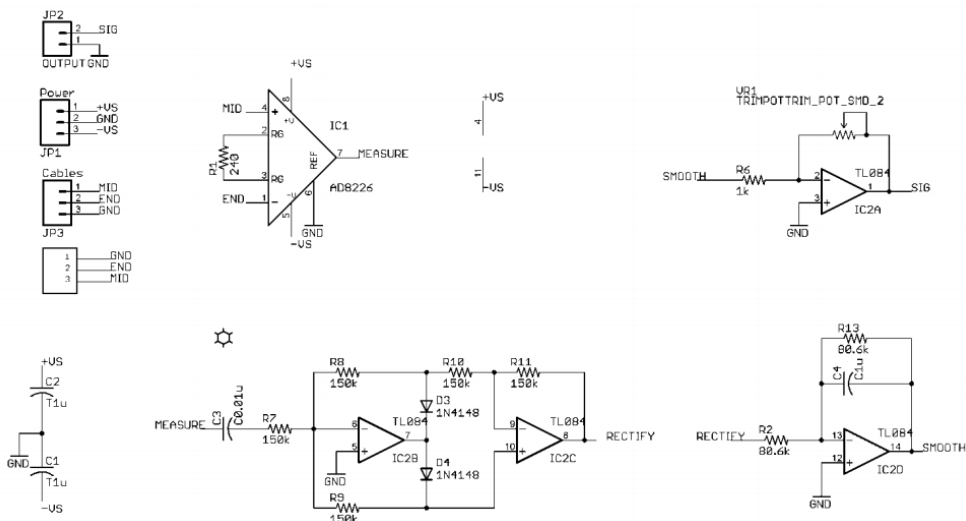


Figura 125. Esquema sensor muscular

Fuente. (Advancer Technologies, 2017)

Specification :

ITEM NO:LM05-103 K

Resistance (at 25°C)	10K Ω
Tolerance	±10 %
B Constant 25°C / 50°C (K)	4038 ±2%
Operating Temperature Range	-55 °C ~ 150 °C
Thermal Time Constant	20 seconds
Thermal Dissipation Constant	6.5mW/°C
Max allowable power	550 mW

Shape & Dimension : Specified model: Style: B

(Unit:mm)

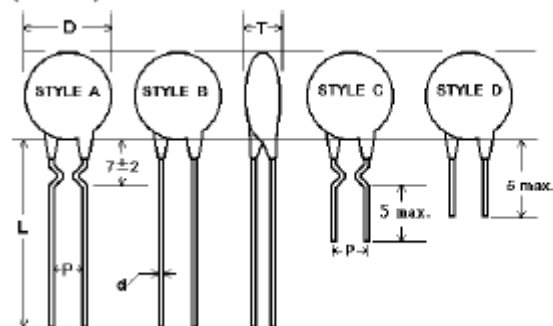


Figura 126. Especificaciones sensor NTC

Fuente. (Dalincon, 2017)

Fixed voltage: 1.5V AC (Max, sine wave)
 Fixed power: 0.2mW (Max, sine wave)
 Operating frequency: 500Hz ~ 2kHz
 Operating temperature: 0 ~ 60 °C
 Use Humidity: 95% RH (non-condensing)
 Wet hysteresis difference: \leq 2% RH
 Response time: moisture, \leq 20S; dehumidifying \leq 40S
 Stability: \leq 1% RH / year
 The humidity detection accuracy: \leq \pm 5% RH

Relative humidity
 Conditions: at 25 °C 1kHz 1V AC (sine wave)
 Humidity: 60% RH
 Central value: 31 K Ω
 Impedance values range: 19.8 ~ 50.2 K Ω
 Humidity detection accuracy: \pm 5% RH

Figura 127. Especificaciones sensor humedad

Fuente. (Aosong, 2016)

D: OTROS NECESARIOS

Tabla 81. Factor de forma de Lewis

Número de dientes	Y	Número de dientes	Y
12	0.245	28	0.353
13	0.261	30	0.359
14	0.277	34	0.371
15	0.290	38	0.384
16	0.296	43	0.397
17	0.303	50	0.409
18	0.309	60	0.422
19	0.314	75	0.435
20	0.322	100	0.447
21	0.328	150	0.460
22	0.331	300	0.472
24	0.337	400	0.480
26	0.346	Cremallera	0.485

Fuente. (Budynas & Keith, 2008)

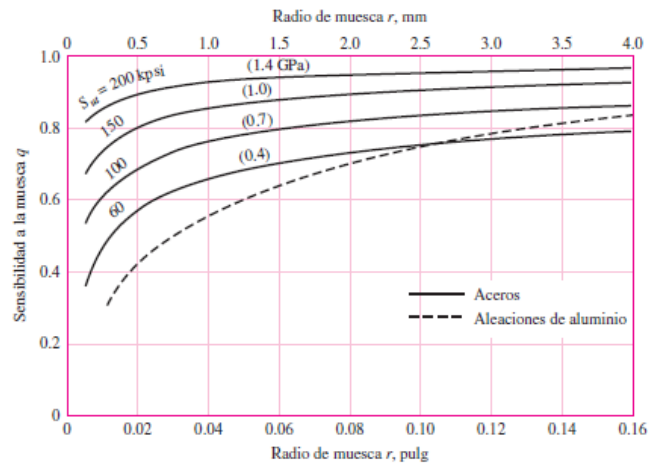


Figura 128: Sensibilidad a la muesca de aceros sometidos a flexión inversa

Fuente. (Budynas & Keith, 2008)

Tabla 82. Constantes empíricas A,B,C

Condición	A	B	C
Engranajes abiertos	0.247	0.0167	$-0.765(10^{-4})$
Unidades comerciales, cerradas	0.127	0.0158	$-0.930(10^{-4})$
Unidades de precisión, cerradas	0.0675	0.0128	$-0.926(10^{-4})$
Unidades de precisión extrema, cerradas	0.00360	0.0102	$-0.822(10^{-4})$

*Vea la norma ANSI/AGMA 2101-D04, pp. 20-22, para formular en unidades SI.

Fuente. (Budynas & Keith, 2008)

Tabla 83. Coeficiente elástico Cp

Material del piñón	Módulo de elasticidad del piñón E_p (MPa) ^a	Material y módulo de elasticidad de la corona E_g (MPa) ^a					
		Acero 30×10^4 (2×10^5)	Hierro maleable 25×10^4 (1.7×10^5)	Hierro nodular 24×10^4 (1.7×10^5)	Hierro fundido 22×10^4 (1.5×10^5)	Bronce al aluminio 17.5×10^4 (1.2×10^5)	Bronce al estaño 16×10^4 (1.1×10^5)
Acero	30×10^4 (2×10^5)	2 300 (191)	2 180 (181)	2 160 (179)	2 100 (174)	1 950 (162)	1 900 (158)
Hierro maleable	25×10^4 (1.7×10^5)	2 180 (181)	2 090 (174)	2 070 (172)	2 020 (168)	1 900 (158)	1 850 (154)
Hierro nodular	24×10^4 (1.7×10^5)	2 160 (179)	2 070 (172)	2 050 (170)	2 000 (166)	1 880 (156)	1 830 (152)
Hierro fundido	22×10^4 (1.5×10^5)	2 100 (174)	2 020 (168)	2 000 (166)	1 960 (163)	1 850 (154)	1 800 (149)
Bronce al aluminio	17.5×10^4 (1.2×10^5)	1 950 (162)	1 900 (158)	1 880 (156)	1 850 (154)	1 750 (145)	1 700 (141)
Bronce al estaño	16×10^4 (1.1×10^5)	1 900 (158)	1 850 (154)	1 830 (152)	1 800 (149)	1 700 (141)	1 650 (137)

Fuente. (Budynas & Keith, 2008)

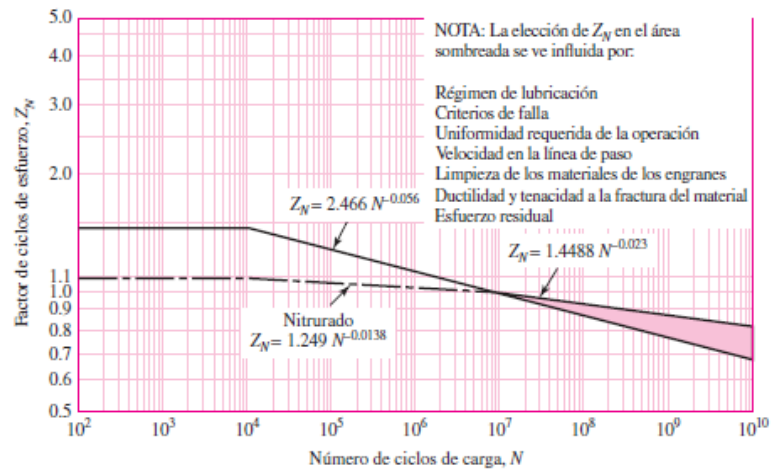


Figura 129. Factor de ciclos de esfuerzos de resistencia a la picadura

Fuente. (Budynas & Keith, 2008)

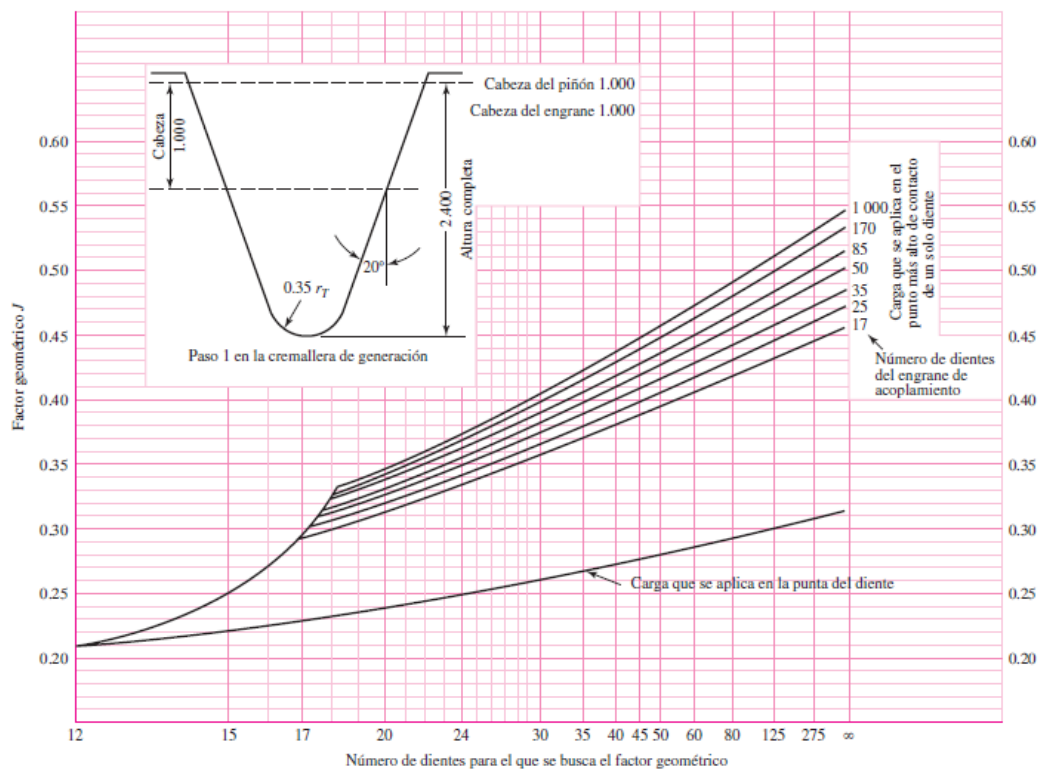


Figura 130. Factores geométricos J de engranes rectos

Fuente. (Budynas & Keith, 2008)

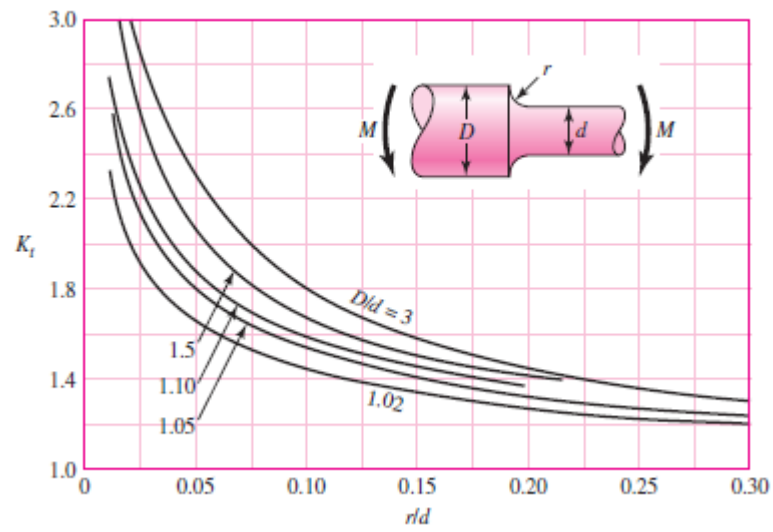


Figura 131. Eje redondo con filete en el hombro en flexión

Fuente. (Budynas & Keith, 2008)

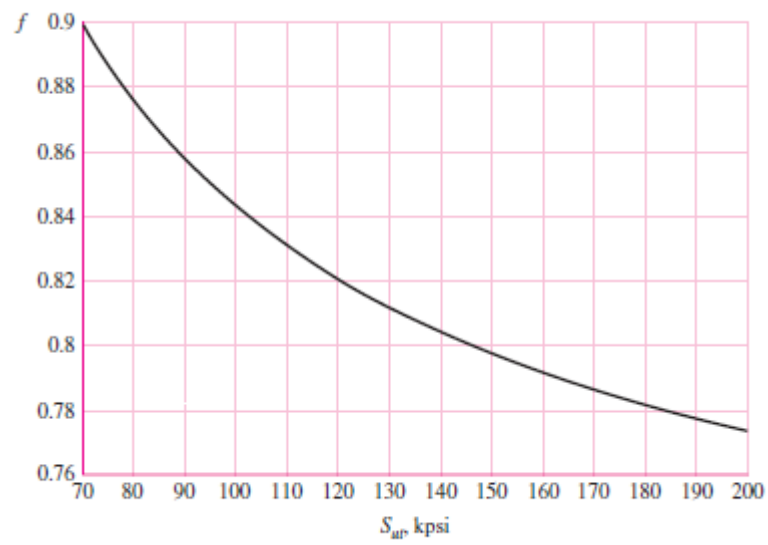


Figura 132. Fracción de resistencia a la fatiga

Fuente. (Budynas & Keith, 2008)