

MEJORAMIENTO DE UNA ORTESIS DE APOYO DEL MIEMBRO INFERIOR  
PARA REHABILITAR PACIENTES CON LESIONES DEBAJO DE LA RODILLA

JOSE LUIS MEJÍA VILLAMIZAR

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA  
BUCARAMANGA

2022

MEJORAMIENTO DE UNA ORTESIS DE APOYO DEL MIEMBRO INFERIOR  
PARA REHABILITAR PACIENTES CON LESIONES DEBAJO DE LA RODILLA

JOSE LUIS MEJÍA VILLAMIZAR

Trabajo de grado para optar por el título de Ingeniero mecánico

Director:

DIEGO FERNANDO VILLEGAS BERMÚDEZ

Ingeniero Mecánico, Ph.D

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍA FÍSICO-MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA  
BUCARAMANGA

2022

## **AGRADECIMIENTOS**

Le agradezco a la profesora Maria Solange Patiño Segura por haberme prestado el laboratorio de marcha para realizar las pruebas.

A la auxiliar de laboratorio Maria Juliana Gonzalez por haberme ayudado con la filmación de las pruebas de marcha.

A los estudiantes Juan David Ramirez, Juan Sebastian Vega, Nicolas Clavijo e Ivan Cabarcas por haber participado en las filmaciones de las pruebas de marcha con los dispositivos mejorados.

A la profesora Leonor Avilés por su asesoramiento en el desarrollo del libro del proyecto.

A la psicóloga Ligia Morales por haber direccionado mi vida para la realización del proyecto.

A mi director de proyecto el profesor Ph.D Diego F Villegas por haberme acompañado durante el proyecto y haberme ayudado a lograr los objetivos propuestos.

A mis amigos, a mi hermana y al profesor Leonidas Vasquez Chaparro por haberme resuelto las dudas que tuve y haberme dado consejos e ideas de cómo proceder con el proyecto.

Al estudiante de maestría Jairo Andrés Mantilla y al semillero de biomecánica por haberme ayudado con el rediseño del prototipo.

A mis padres por su apoyo económico y emocional en esta etapa de la universidad.

A mi tía Nieves Villamizar Navas por su apoyo económico y motivación para terminar este proyecto.

Y a Dios por haberme dado la fortaleza y la perseverancia para culminar este proyecto.

## CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN .....	23
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	25
1.1. ASPECTOS POR MEJORAR EN LA ORTESIS DISEÑADA .....	26
2. JUSTIFICACIÓN.....	28
3. OBJETIVOS.....	29
3.1. OBJETIVO GENERAL .....	29
3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	29
4. JUSTIFICACIÓN DE LA SOLUCIÓN .....	30
5. REFERENTES TEÓRICOS .....	31
5.2. ORTESIS DE MIEMBRO INFERIOR .....	32
5.3. LESIONES EN EL TERCIO DISTAL Y ALREDEDORES .....	33
5.3.1. Dolor en las espinillas .....	33
5.3.2. Esguince de tobillo .....	34
5.3.3. Tendinitis aquílea .....	36
5.3.4. Roturas del tendón de Aquiles .....	36
5.3.5. Fracturas del pie por fatiga .....	37
5.4. PARESTESIA .....	38
5.5. BIOMECÁNICA DE LA MARCHA .....	39
5.5.1. Ciclo de marcha .....	39
5.6. Alineamiento de prótesis transtibiales.....	41
6. ANÁLISIS DE LA INFORMACION RECOPIADA .....	42
6.1. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA ORTESIS DE APOYO PARA PERSONAS CON LESIONES EN MIEMBROS INFERIORES DEBAJO DE LA RODILLA .....	42
6.2. NORMA NTC-ISO 9999.....	43

6.3. PATRONES DE ACTIVIDAD MUSCULAR EN MIEMBROS INFERIORES DURANTE LA MARCHA HUMANA BAJO CONDICIONES DE ALIVIO DE CARGA CORPORAL.....	43
7. PRUEBAS CON EL PROTOTIPO .....	44
7.1. ANÁLISIS DE MARCHA .....	44
7.1.1. Parámetros generales de la prueba de marcha .....	46
7.1.2. Resultados de la cadera .....	48
7.1.3. Resultados de la rodilla.....	49
7.1.4. Resultados del talón .....	50
7.2. ANÁLISIS MODAL DE FALLOS Y EFECTOS .....	52
7.3 ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS.....	52
7.3.1. Planteamiento de la carga en la fase de apoyo .....	53
7.3.2. Cálculos manuales de la fase de apoyo.....	54
7.3.3. Análisis por el método de elementos finitos de la fase de apoyo.....	54
7.3.4. Planteamiento de la carga en la fase de balanceo .....	56
7.3.5. Cálculos manuales de la fase de balanceo.....	56
7.3.6. Análisis por el método de elementos finitos de la fase de balanceo .....	56
8. DISEÑO METODOLÓGICO.....	57
8.1. SÍNTESIS DE LAS MEJORAS QUE SE LE PUEDEN REALIZAR A LA ORTESIS .....	57
8.2. ANÁLISIS DE MERCADO.....	57
8.2.1. iWalk 2.0 y iWalk 3.0.....	58
8.2.2. Glaciar Torre/iWalk 1.0 .....	59
8.2.3. Flex leg .....	60
8.2.4. Swingo .....	61
8.2.5. Behance.....	62
8.2.6. Brightside .....	63
8.3. DISEÑO DE LA ALTERNATIVA .....	64
8.3.1. Bocetos de la parte superior .....	64
8.3.2 Pugh evaluation de los apoyos .....	65

8.3.3. Alternativas de la contera o apoyo inferior .....	66
8.4. DISEÑO EN DETALLE .....	68
8.4.1. Medidas antropométricas utilizadas .....	68
8.4.2. Materiales .....	69
8.4.3. Ortesis de rehabilitación del miembro inferior mejorada .....	70
9. PRUEBAS CON EL PRIMER PROTOTIPO.....	72
9.1. ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS.....	72
9.1.1. Cálculos manuales.....	72
9.1.1.1. Soporte inferior .....	72
9.1.1.2. Tubo lateral inferior .....	74
9.1.1.3. Perno del tubo inferior.....	75
9.1.1.4. Camisa del tubo inferior .....	75
9.1.1.5 Apoyo inferior.....	78
9.1.2. Análisis por el método de elementos finitos .....	80
9.1.2.1. Soporte inferior .....	80
9.1.2.2. Tubo lateral inferior .....	83
9.1.2.3. Perno del tubo inferior.....	87
9.1.2.4. Camisa del tubo inferior .....	88
9.1.2.5. Apoyo inferior.....	91
9.2. ANÁLISIS DE MARCHA .....	95
9.2.1. Parámetros generales de las pruebas de marcha .....	96
10. PRUEBAS CON EL SEGUNDO PROTOTIPO .....	98
10.1. ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS.....	98
10.2. ANÁLISIS DE MARCHA .....	99
10.2.1. Parámetros generales de las pruebas de marcha .....	100
11. PRUEBAS CON EL PROTOTIPO FINAL .....	102
11.1. ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS.....	103
11.2. ANÁLISIS DE MARCHA .....	104
11.2.1. Parámetros generales de las pruebas de marcha .....	105
12. CONCLUSIONES .....	107

13. RECOMENDACIONES.....108  
BIBLIOGRAFÍA.....109  
ANEXOS.....113

## LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1. Parámetros generales de la prueba de marcha .....	46
Tabla 2. Eficiencia en parámetros de marcha .....	47
Tabla 3. Pugh evaluation de la ortesis - ronda 1 .....	65
Tabla 4. Pugh evaluation de la contera - ronda 1 .....	67
Tabla 5. Medidas antropométricas principales.....	68
Tabla 6. Propiedades del aluminio 6061-T6 .....	69
Tabla 7. Propiedades del PLA plus.....	69
Tabla 8. Estadísticas de mallado del soporte inferior.....	81
Tabla 9. Estadísticas de mallado del tubo lateral inferior .....	85
Tabla 10. Estadísticas de mallado de la camisa del tubo inferior .....	89
Tabla 11. Estadísticas de mallado del apoyo inferior.....	93
Tabla 12. Características de los sujetos de prueba .....	95
Tabla 13. Eficiencia en parámetros de marcha con los tres sujetos de prueba .....	96
Tabla 14. Características de los sujetos de prueba .....	99
Tabla 15. Eficiencia en parámetros de marcha con los tres sujetos de prueba ...	100
Tabla 16. Propiedades del Nylon X.....	103
Tabla 17. Características de los sujetos de prueba .....	104
Tabla 18. Eficiencia en parámetros de marcha con los tres sujetos de prueba ...	105
Tabla 19. Estadísticas de mallado de la manija del apoyo superior.....	146
Tabla 20. Estadísticas de mallado del tornillo de la manija.....	150
Tabla 21. Estadísticas de mallado de la barra lateral superior .....	152
Tabla 22. Estadísticas de mallado del soporte inferior.....	155
Tabla 23. Estadísticas de mallado del tubo lateral inferior .....	158
Tabla 24. Estadísticas de mallado del perno .....	162
Tabla 25. Estadísticas de mallado de la camisa .....	164
Tabla 26. Parámetros generales de la prueba de marcha sujeto 1.....	198

Tabla 27. Parámetros generales de la prueba de marcha sujeto 2.....	198
Tabla 28. Parámetros generales de la prueba de marcha sujeto 3.....	198
Tabla 29. Tabla ANOVA longitud de ciclo.....	199
Tabla 30. Tabla ANOVA longitud de paso .....	199
Tabla 31. Tabla ANOVA duración de la marcha .....	200
Tabla 32. Tabla ANOVA velocidad de marcha.....	200
Tabla 33. Tabla ANOVA cadencia de marcha .....	201
Tabla 34. Parámetros generales de la prueba de marcha sujeto 1.....	221
Tabla 35. Parámetros generales de la prueba de marcha sujeto 2.....	221
Tabla 36. Parámetros generales de la prueba de marcha sujeto 3.....	221
Tabla 37. Tabla ANOVA longitud de ciclo.....	222
Tabla 38. Tabla ANOVA longitud de paso .....	222
Tabla 39. Tabla ANOVA duración de la marcha .....	223
Tabla 40. Tabla ANOVA velocidad de marcha.....	223
Tabla 41. Tabla ANOVA cadencia de marcha .....	224
Tabla 42. Parámetros generales de la prueba de marcha sujeto 1.....	244
Tabla 43. Parámetros generales de la prueba de marcha sujeto 2.....	244
Tabla 44. Parámetros generales de la prueba de marcha sujeto 3.....	244
Tabla 45. Tabla ANOVA longitud de ciclo.....	245
Tabla 46. Tabla ANOVA longitud de paso .....	245
Tabla 47. Tabla ANOVA duración de la marcha .....	246
Tabla 48. Tabla ANOVA velocidad de marcha.....	246
Tabla 49. Tabla ANOVA cadencia de marcha .....	247

## LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1. Incidencia de las lesiones más frecuentes, el miembro inferior comprende en total 8,6% de las lesiones más comunes .....	25
Figura 2. Ortesis de rehabilitación del miembro inferior a mejorar.....	26
Figura 3. Ortesis de miembro inferior iWalk 2.0 .....	32
Figura 4. Esquince de tobillo.....	35
Figura 5. Fractura por sobrecarga. ....	38
Figura 6. Fases del ciclo de marcha. ....	40
Figura 7. Modelo CAD de la ortesis a analizar .....	44
Figura 8. Ejemplo de medición.....	45
Figura 9. Grafica de ángulo contra posiciones para la cadera .....	48
Figura 10. Grafica de ángulo contra posiciones para la rodilla .....	49
Figura 11. Grafica de ángulo contra posiciones para el talón .....	51
Figura 12. Porcentaje de peso apoyado por la persona vs porcentaje de la marcha .....	53
Figura 13. Diagrama de cuerpo libre del prototipo funcional.....	54
Figura 14. Diagrama de cuerpo libre del prototipo funcional.....	56
Figura 15. iWalk 2.0 y iWalk 3.0.....	58
Figura 16. Muletas manos libres similares al iWalk 1.0 .....	59
Figura 17. Los dos ejemplos de flex leg.....	60
Figura 18. Muleta manos libres Swingo .....	61
Figura 19. Concepto de muleta manos libres encontrado en la página Behance ..	62
Figura 20. Concepto de muleta manos libres encontrado en la página Brightside	63
Figura 21. Opción A .....	64
Figura 22. Opción B .....	64
Figura 23. Opción C .....	64
Figura 24. Contera de la ortesis por mejorar .....	66

Figura 25. Contera de base triangular .....	66
Figura 26. Propuesta de ortesis mejorada .....	70
Figura 27. Hebilla de pvc .....	71
Figura 28. Diagrama de cuerpo libre del nuevo prototipo .....	72
Figura 29. Diagrama de cuerpo libre del soporte inferior .....	73
Figura 30. Diagrama de cuerpo libre del tubo lateral inferior .....	74
Figura 31. Diagrama del perno .....	75
Figura 32. Diagrama de cuerpo libre de la camisa.....	76
Figura 33. Camisa del tubo inferior analizada por el método del resorte .....	77
Figura 34. Diagrama de cuerpo libre del apoyo inferior .....	78
Figura 35. Mallado del soporte inferior nuevo .....	81
Figura 36. Condiciones de contorno del soporte inferior nuevo .....	82
Figura 37. Deformación del soporte inferior nuevo .....	82
Figura 38. Factor de seguridad del soporte inferior nuevo.....	83
Figura 39. Esfuerzo máximo en el soporte inferior nuevo .....	83
Figura 40. Geometría del tubo lateral inferior .....	84
Figura 41. Mallado del tubo lateral inferior .....	84
Figura 42. Condiciones de contorno del tubo lateral inferior .....	85
Figura 43. Deformación del tubo lateral inferior .....	86
Figura 44. Factor de seguridad del tubo lateral inferior.....	86
Figura 45. Esfuerzo máximo en el tubo lateral inferior.....	87
Figura 46. Esfuerzo cortante máximo en el perno .....	87
Figura 47. Geometría de la camisa del tubo inferior .....	88
Figura 48. Mallado de la camisa del tubo inferior.....	89
Figura 49. Condiciones de contorno de la camisa del tubo inferior.....	90
Figura 50. Deformación de la camisa del tubo inferior .....	90
Figura 51. Factor de seguridad de la camisa del tubo inferior .....	91
Figura 52. Esfuerzos en la camisa del tubo inferior .....	91
Figura 53. Geometría del apoyo inferior .....	92
Figura 54. Mallado del apoyo inferior.....	92

Figura 55. Condiciones de contorno del apoyo inferior.....	93
Figura 56. Deformaciones del apoyo inferior .....	94
Figura 57. Factor de seguridad del apoyo inferior.....	94
Figura 58. Esfuerzos en el apoyo inferior .....	95
Figura 59. Segundo prototipo.....	98
Figura 60. Factor de seguridad del soporte inferior .....	99
Figura 61. Prototipo final.....	102
Figura 62. Factor de seguridad del soporte inferior .....	103
Figura 63. Factor de seguridad del apoyo inferior.....	104
Figura 64. Ángulo vs tiempo cadera .....	127
Figura 65. Ángulo vs tiempo rodilla.....	127
Figura 66. Ángulo vs tiempo talón.....	128
Figura 67. Diagrama de cuerpo libre de la manija .....	131
Figura 68. Diagrama de cuerpo libre del tornillo .....	132
Figura 69. DCL barra lateral superior.....	133
Figura 70. Diagrama de fuerza cortante y momento flector .....	134
Figura 71. Diagrama de cuerpo libre del soporte inferior .....	135
Figura 72. Diagrama de cuerpo libre del tubo lateral inferior .....	136
Figura 73. Diagrama del perno .....	137
Figura 74. Diagrama de cuerpo libre de la camisa.....	138
Figura 75. Camisa del tubo inferior analizada por el método del resorte .....	139
Figura 76. Diagrama de cuerpo libre del tubo inferior .....	141
Figura 77. Sección por calcular.....	143
Figura 78. Mallado de la manija del apoyo superior.....	146
Figura 79. Condiciones de contorno de la manija del apoyo superior.....	147
Figura 80. Deformación de la manija del apoyo superior .....	147
Figura 81. Factor de seguridad en la manija del apoyo superior .....	148
Figura 82. Esfuerzo máximo en la manija del apoyo superior .....	148
Figura 83. Geometría del tornillo de la manija .....	149
Figura 84. Mallado del tornillo de la manija.....	149

Figura 85. Esfuerzo cortante máximo en el tornillo de la manija.....	150
Figura 86. Geometría de la barra lateral superior .....	151
Figura 87. Mallado de la barra lateral superior.....	151
Figura 88. Condiciones de contorno de la barra lateral superior.....	152
Figura 89. Deformaciones en la barra lateral superior .....	153
Figura 90. Factor de seguridad en la barra lateral superior .....	153
Figura 91. Esfuerzos en la barra lateral superior .....	154
Figura 92. Mallado del soporte inferior.....	154
Figura 93. Condiciones de contorno del soporte inferior.....	155
Figura 94. Deformación del soporte inferior .....	156
Figura 95. Factor de seguridad del soporte inferior .....	156
Figura 96. Esfuerzo máximo en el soporte inferior.....	157
Figura 97. Geometría del tubo lateral inferior .....	157
Figura 98. Mallado del tubo lateral inferior .....	158
Figura 99. Condiciones de contorno del tubo lateral inferior .....	159
Figura 100. Deformación del tubo lateral inferior .....	159
Figura 101. Factor de seguridad del tubo lateral inferior.....	160
Figura 102. Esfuerzo máximo en el tubo lateral inferior.....	160
Figura 103. Geometría del perno .....	161
Figura 104. Mallado del perno .....	161
Figura 105. Esfuerzo cortante máximo en el perno .....	162
Figura 106. Geometría de la camisa del tubo inferior .....	163
Figura 107. Mallado de la camisa del tubo inferior.....	163
Figura 108. Condiciones de contorno de la camisa .....	164
Figura 109. Deformación de la camisa del tubo inferior.....	165
Figura 110. Factor de seguridad de la camisa del tubo inferior .....	165
Figura 111. Esfuerzo máximo en la camisa .....	166
Figura 112. Geometría del tubo inferior .....	166
Figura 113. Mallado del tubo inferior.....	167
Figura 114. Estadísticas de mallado del tubo inferior .....	167

Figura 115. Condiciones de contorno del tubo inferior.....	168
Figura 116. Deformación del tubo inferior .....	168
Figura 117. Factor de seguridad del tubo inferior .....	169
Figura 118. Esfuerzo máximo en el tubo inferior.....	169
Figura 119. Diagrama de cuerpo libre de la manija .....	170
Figura 120. Diagrama de cuerpo libre del tornillo .....	171
Figura 121. DCL barra lateral superior.....	172
Figura 122. Diagrama de fuerza cortante y momento flector .....	173
Figura 123. Diagrama de cuerpo libre del soporte inferior .....	174
Figura 124. Diagrama de cuerpo libre del tubo lateral inferior .....	175
Figura 125. Diagrama del perno .....	176
Figura 126. Diagrama de cuerpo libre de la camisa.....	177
Figura 127. Camisa del tubo inferior analizada por el método del resorte .....	178
Figura 128. Diagrama de cuerpo libre del apoyo inferior .....	180
Figura 129. Condiciones de contorno de la manija del apoyo superior.....	182
Figura 130. Deformación de la manija del apoyo superior .....	183
Figura 131. Factor de seguridad en la manija del apoyo superior .....	184
Figura 132. Esfuerzo máximo en la manija del apoyo superior .....	184
Figura 133. Esfuerzo cortante máximo en el tornillo de la manija.....	185
Figura 134. Geometría de la barra lateral superior .....	186
Figura 135. Deformaciones en la barra lateral superior .....	186
Figura 136. Factor de seguridad en la barra lateral superior .....	187
Figura 137. Esfuerzos en la barra lateral superior .....	187
Figura 138. Condiciones de contorno del soporte inferior.....	188
Figura 139. Deformación del soporte inferior .....	189
Figura 140. Factor de seguridad del soporte inferior .....	189
Figura 141. Esfuerzo máximo en el soporte inferior.....	190
Figura 142. Condiciones de contorno del tubo lateral inferior .....	190
Figura 143. Deformación del tubo lateral inferior .....	191
Figura 144. Factor de seguridad del tubo lateral inferior.....	191

Figura 145. Esfuerzo máximo en el tubo lateral inferior.....	192
Figura 146. Esfuerzo cortante máximo en el perno del tubo inferior.....	192
Figura 147. Condiciones de contorno de la camisa del tubo inferior.....	193
Figura 148. Deformación de la camisa del tubo inferior.....	194
Figura 149. Factor de seguridad de la camisa del tubo inferior.....	194
Figura 150. Esfuerzo máximo en la camisa del tubo inferior.....	195
Figura 151. Condiciones de contorno del tubo inferior.....	195
Figura 152. Deformación del tubo inferior.....	196
Figura 153. Factor de seguridad del tubo inferior.....	197
Figura 154. Esfuerzo máximo en el tubo inferior.....	197
Figura 155. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 1.....	202
Figura 156. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 1.....	203
Figura 157. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 2.....	204
Figura 158. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 2.....	205
Figura 159. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 3.....	206
Figura 160. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 3.....	207
Figura 161. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 1.....	208
Figura 162. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 1.....	209
Figura 163. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 2.....	210
Figura 164. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 2.....	211
Figura 165. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 3.....	212
Figura 166. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 3.....	213
Figura 167. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 1.....	214
Figura 168. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 1.....	215
Figura 169. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 2.....	216
Figura 170. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 2.....	217
Figura 171. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 3.....	218
Figura 172. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 3.....	219
Figura 173. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 1.....	225
Figura 174. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 1.....	226

Figura 175. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 2 .....	227
Figura 176. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 2 .....	228
Figura 177. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 3 .....	229
Figura 178. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 3 .....	230
Figura 179. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 1 .....	231
Figura 180. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 1 .....	232
Figura 181. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 2 .....	233
Figura 182. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 2 .....	234
Figura 183. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 3 .....	235
Figura 184. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 3 .....	236
Figura 185. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 1 .....	237
Figura 186. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 1 .....	238
Figura 187. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 2 .....	239
Figura 188. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 2 .....	240
Figura 189. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 3 .....	241
Figura 190. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 3 .....	242
Figura 191. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 1 .....	248
Figura 192. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 1 .....	249
Figura 193. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 2 .....	250
Figura 194. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 2 .....	251
Figura 195. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 3 .....	252
Figura 196. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 3 .....	253
Figura 197. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 1 .....	254
Figura 198. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 1 .....	255
Figura 199. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 2 .....	256
Figura 200. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 2 .....	257
Figura 201. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 3 .....	258
Figura 202. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 3 .....	259
Figura 203. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 1 .....	260
Figura 204. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 1 .....	261

Figura 205. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 2 .....	262
Figura 206. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 2.....	263
Figura 207. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 3 .....	264
Figura 208. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 3.....	265

## LISTA DE FOTOGRAFÍAS

	pág.
Fotografía 1. Vista frontal.....	113
Fotografía 2. Vista isométrica .....	113
Fotografía 3. Vista posterior.....	114
Fotografía 4. Vista superior.....	114
Fotografía 5. Contacto del talón.....	115
Fotografía 6. Apoyo plantar .....	115
Fotografía 7. Apoyo medio.....	116
Fotografía 8. Apoyo terminal.....	116
Fotografía 9. Despegue .....	117
Fotografía 10. Balanceo inicial.....	117
Fotografía 11. Balanceo medio .....	118
Fotografía 12. Balanceo terminal .....	118
Fotografía 13. Contacto del talón.....	119
Fotografía 14. Apoyo plantar.....	119
Fotografía 15. Apoyo medio.....	120
Fotografía 16. Apoyo terminal.....	120
Fotografía 17. Despegue .....	121
Fotografía 18. Balanceo inicial.....	121
Fotografía 19. Balanceo medio .....	122
Fotografía 20. Balanceo terminal .....	122
Fotografía 21. Contacto del talón.....	123
Fotografía 22. Apoyo plantar.....	123
Fotografía 23. Apoyo medio.....	124
Fotografía 24. Apoyo terminal.....	124
Fotografía 25. Despegue .....	125
Fotografía 26. Balanceo inicial.....	125

Fotografía 27. Balanceo medio ..... 126  
Fotografía 28. Balanceo terminal ..... 126

## LISTA DE ANEXOS

	pág.
ANEXO A. Fotografías del prototipo de ortesis.....	113
ANEXO B. Fases de marcha con el prototipo original .....	115
ANEXO C. Gráficas de ángulo vs tiempo con la ortesis original.....	127
ANEXO D. Análisis modal de efectos y fallas .....	129
ANEXO E. Cálculos de la fase de apoyo del prototipo original.....	131
ANEXO F. Planteamiento de la integral de la camisa.....	143
ANEXO G. Análisis de elementos finitos de la fase de apoyo del prototipo original .....	146
ANEXO H. Cálculos de la fase de balanceo del prototipo original.....	170
ANEXO I. Análisis de elementos finitos de la fase de balanceo del prototipo original .....	182
ANEXO J. Tablas de parámetros de marcha primer prototipo .....	198
ANEXO K. Tablas de análisis de varianza para los datos del primer prototipo....	199
ANEXO L. Resultados de los ángulos de la pierna en el primer prototipo .....	202
ANEXO M. Encuesta de satisfacción primer prototipo.....	220
ANEXO N. Tablas de parámetros de marcha segundo prototipo.....	221
ANEXO O. Tablas de análisis de varianza para los datos del segundo prototipo	222
ANEXO P. Resultados de los ángulos de la pierna en el segundo prototipo .....	225
ANEXO Q. Encuesta de satisfacción segundo prototipo .....	243
ANEXO R. Tablas de parámetros de marcha prototipo final.....	244
ANEXO S. Tablas de análisis de varianza para los datos del prototipo final .....	245
ANEXO T. Resultados de los ángulos de la pierna en el prototipo final .....	248
ANEXO U. Encuesta de satisfacción prototipo final.....	266
ANEXO V. Planos del prototipo final.....	267

## RESUMEN

**TÍTULO:** MEJORAMIENTO DE UNA ORTESIS DE APOYO DEL MIEMBRO INFERIOR PARA REHABILITAR PACIENTES CON LESIONES DEBAJO DE LA RODILLA\*

**AUTOR:** JOSE LUIS MEJIA VILLAMIZAR\*\*

**PALABRAS CLAVE:** ANÁLISIS DE MARCHA, BIOMECÁNICA, INGENIERÍA DE REHABILITACIÓN, MULETA MANOS LIBRES, ÓRTESIS.

### **DESCRIPCIÓN:**

Se han construido varios modelos de ortesis de rehabilitación de miembro inferior para lesiones por debajo de la rodilla, el que se mejoró fue hecho por el estudiante Fabián Andrés Quijano López como proyecto de grado de la Universidad Industrial de Santander en el año 2016. Este prototipo presentaba problemas en su estética y funcionalidad por lo que se optó por mejorarlo primero realizando un análisis de marcha en el software libre Kinovea para caracterizar la marcha del dispositivo; luego, se realizó un análisis modal de fallos y efectos (AMFE) al igual que un análisis estructural por el método de elementos finitos utilizando el software ANSYS para identificar las partes críticas del dispositivo, además de los cálculos de la resistencia de la ortesis. Posteriormente, se plantearon las mejoras que se le podían implementar y se analizaron las ventajas y desventajas de dispositivos similares que habían sido planteados con anterioridad a través de un análisis de mercado; luego se propusieron las alternativas de diseño en las cuales se hizo un PUGH evaluation tanto para la estructura de la ortesis como para la contera de esta. A la alternativa seleccionada, se le hicieron los cálculos de resistencia y un análisis de elementos finitos para asegurar que esta no fallara al momento de utilizarla, después se modelaron las piezas y los planos en el software SolidWorks y se construyó el dispositivo utilizando impresión 3D. El primer prototipo construido no superó al original en las pruebas de marcha, por lo que se procedió a construir otros dos, de los cuales el último logró los objetivos propuestos.

---

\*Trabajo de grado

\*\* Facultad de Ingeniería Físico-mecánicas. Escuela de Ingeniería mecánica. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez, Ingeniero Mecánico, Ph.D.

## ABSTRACT

**TITLE:** IMPROVEMENT OF A LOWER LIMB SUPPORT ORTHOSIS TO REHABILITATE PATIENTS WITH INJURIES BELOW THE KNEE\*

**AUTHOR:** JOSE LUIS MEJIA VILLAMIZAR\*\*

**KEY WORDS:** GAIT ANALYSIS, BIOMECHANICS, REHABILITATION ENGINEERING, HAND-FREE CRUTCH, ORTHOSIS.

### DESCRIPTION:

Several models of lower limb rehabilitation orthoses have been built for injuries below the knee, the one that was improved was made by the student Fabián Andrés Quijano López as a degree project at the Industrial University of Santander in 2016. This prototype presented problems in its aesthetics and functionality, so it was decided to improve it first by performing a gait analysis in the Kinovea free software to characterize the gait of the device. Then, a failure mode and effects analysis (FMEA) was performed as well as a structural analysis by the finite element method using the ANSYS software to identify the critical parts of the device, in addition to the calculations of the resistance of the orthosis. Subsequently, the improvements that could be implemented were proposed and the advantages and disadvantages of similar devices that had been previously proposed through a market analysis were analyzed. Then the design alternatives were proposed in which a PUGH evaluation was carried out both for the structure of the orthoses as well as for its tip. Resistance calculations and a finite element analysis were made to the selected alternative to ensure that it did not fail when used, the parts and plans were modeled in SolidWorks software and the device was built using 3D printing. The first built prototype did not surpass the original in the gait analysis, so another two were built, of which the last one achieved the proposed objectives.

---

\* Degree work

\*\* Faculty of Physical-mechanical engineering. School of Mechanical engineering. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez, Mechanical Engineer, Ph.D.

## INTRODUCCIÓN

El desarrollo de dispositivos de rehabilitación es fundamental para tratar las lesiones de pacientes que se encuentren lesionados o personas que presenten amputaciones, como sería en este caso, en cualquiera de los miembros inferiores; es decir, en la región de la pierna. Se busca mejorar un dispositivo de este tipo, desarrollado anteriormente por el estudiante Fabian Andrés Quijano López en el trabajo titulado “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA ÓRTESIS DE APOYO PARA PERSONAS CON LESIONES MENORES EN MIEMBRO INFERIOR DEBAJO DE LA RODILLA”<sup>1</sup> de la Universidad Industrial de Santander del año 2016, el cual a pesar de su innovación presenta una serie de problemas con respecto a la comodidad y la estética.

Mejorar este dispositivo permitirá avanzar en el diseño de dispositivos de rehabilitación del miembro inferior y en la comprensión de las necesidades de las personas que utilizan estos dispositivos, además de encontrar los puntos en los cuales el dispositivo puede estar fallando y por medio de la ingeniería mecánica y el diseño arreglar estos problemas y dar a conocer un dispositivo nuevo que cumpla con los requerimientos de los usuarios.

Las mejoras al dispositivo se realizarán a partir del análisis de la marcha humana<sup>2</sup>, de las propiedades mecánicas como lo son la resistencia de los materiales y el peso, además de la estética y funcionalidad.

Para el desarrollo de este proyecto primero se evalúa la marcha humana con el dispositivo original, el cual ya ha sido construido anteriormente, luego se realiza un

---

<sup>1</sup> QUIJANO LOPEZ, Fabián Andrés. “DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA PROTESIS DE APOYO PARA PERSONAS CON LESIONES EN LOS MIEMBROS INFERIORES DEBAJO DE RODILLA”, Universidad Industrial de Santander, 2016.

<sup>2</sup> MEJIA VILLAMIZAR, Jose Luis. VILLEGAS BERMÚDEZ, Diego F. SÁNCHEZ, Heller G. “Análisis de marcha de una persona con muleta de manos libres usando el programa Kinovea”, Rev. UIS Ing., vol. 21, no.3, pp. 1-8, 2022, doi: <https://doi.org/10.18273/revuin.v21n3-2022001>.

análisis modal de fallos y efectos y un análisis estructural por elementos finitos para determinar las partes críticas de la ortesis y darle solución, posteriormente se hace una recopilación de los aspectos a mejorar en el dispositivo y se plantean una serie de alternativas, de las cuales la mejor se selecciona por medio de un PUGH evaluation, se plantea una propuesta de dispositivo a la cual se le hace un análisis de elementos finitos para comprobar que resista a las cargas a las cuales será sometido, luego este dispositivo es construido y validado con un análisis de marcha. Los resultados obtenidos en los análisis de marcha realizados se comparan, la comparación se hace entre la marcha del usuario normal y la marcha del usuario con el dispositivo, de esta manera se determina si la marcha es mejor al utilizar el dispositivo nuevo o si a este se le deben realizar los respectivos ajustes para que funcione como debe ser.

## 1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Los accidentes que pueden llegar a ocasionar lesiones en las piernas o miembros inferiores (como fracturas, fisuras, desgarramiento de los músculos, etc) pueden tener un tratamiento por parte del área de la salud para que quien sufrió el daño recupere su calidad de vida por medio de terapias y utilizando dispositivos que le permitan caminar de nuevo o pueden dejar a la persona con un problema de por vida en el cual, aunque tiene sus piernas en correcto funcionamiento, debe utilizar un dispositivo auxiliar para poder caminar.

**Figura 1. Incidencia de las lesiones más frecuentes, el miembro inferior comprende en total 8,6% de las lesiones más comunes**

<b><u>Lesiones más frecuentes</u></b>		
<b>LESIONES</b>	<b>CASOS</b>	<b>%</b>
Mialgias- contracturas	1273	50,1 %
Tendinopatías	297	11,7 %
Lumbalgias	146	5,7 %
Lesiones musculares	119	4,6 %
Esguinces de tobillo	108	4,2 %
Cápsulo-ligamentarias de rodilla	76	2,9 %
Pubalgias	40	1,5 %

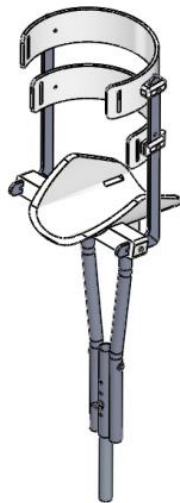
Fuente: <http://www.clinicadeldeporte.com.ar/documentos/Incidencia-de-Lesiones-en-Jugadores-futbol-Profesional.pdf>

Para las lesiones que ocurren en el miembro inferior, la muleta es el dispositivo más utilizado para la rehabilitación después de una lesión en las piernas, permitiendo el desplazamiento de la persona que las utilice por medio de un apoyo en forma de trípode.

Sin embargo, el uso de muletas puede ser incomodo y presentar desventajas, como lo son: formación de ampollas en las manos, afectación de la zona axilar, hacen estorbo cuando el paciente se sienta o descansa, ocupan mucho espacio cuando el paciente camina al tener que utilizarse en una formación de trípode, y, no es posible utilizar las manos mientras se utilizan las muletas de forma adecuada.

Se planteo anteriormente, como proyecto para la Universidad Industrial de Santander, diseñar una ortesis de apoyo tipo KAFO para reemplazar las muletas, la cual permitiría que el paciente caminara amarrando la pierna con la lesión al dispositivo, apoyando la pierna en la región de la rodilla, de manera que permitiera el desplazamiento del paciente satisfactoriamente, esta ortesis estaría destinada a ser utilizada por personas con lesiones en el tercio distal.

**Figura 2. Ortesis de rehabilitación del miembro inferior a mejorar**



Fuente: F. A. Quijano Lopez, "DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA PROTESIS DE APOYO PARA PERSONAS CON LESIONES EN LOS MIEMBROS INFERIORES DEBAJO DE RODILLA," Universidad Industrial de Santander, 2016.

### **1.1. ASPECTOS POR MEJORAR EN LA ORTESIS DISEÑADA**

A pesar de que la ortesis construida cumple con los requerimientos de carga, su función principal, que es la de rehabilitar personas, se ve comprometida al presentar problemas en su diseño, los cuales son apreciables a simple vista cuando se observa la ortesis (como lo manifestaron varios sujetos), al colocársela (manifestado por 5 sujetos) y al utilizarla, (manifestado por 2 sujetos) entre los cuales están:

- La ortesis no es liviana.

- Colocarse la ortesis no es algo cómodo por movimientos anormales al introducir la pierna (teniendo en cuenta que una persona lesionada no podrá hacerlos).
- Mantiene un ángulo de 100 grados entre la pantorrilla y el muslo que podría entumecer la pierna.
- La estética del dispositivo no es muy buena y afecta la funcionalidad del dispositivo.

Por lo que se busca mejorar la ortesis construida teniendo en cuenta la comodidad y la rehabilitación del paciente, siguiendo las recomendaciones dadas en el anterior trabajo como el análisis del ciclo de marcha al utilizar este dispositivo o la modificación de la contera a utilizar.

## 2. JUSTIFICACIÓN

Una ortesis se construye para ayudar a rehabilitar una parte del cuerpo que se encuentra lesionada. A diferencia de la prótesis, esta no reemplaza la parte dañada, sino que sirve como un apoyo extra, ya sea para mantener una posición o para reforzar una función. Específicamente, la ortesis de miembro inferior busca darle un soporte a la pierna lesionada para que el paciente pueda caminar como si lo hiciera con ambas piernas. Pueden ser de uso temporal o definitivo.

Por lo que se quiere mejorar una ortesis ya existente para que sea más eficiente la rehabilitación del paciente, centrándose en la comodidad y el confort que se pueda sentir al utilizarla, ya que son los problemas más notorios que muestra el prototipo entregado a la Universidad Industrial de Santander, buscando siempre el mejor costo posible.

El proyecto es importante para la ingeniería mecánica porque abarca el mejoramiento y diseño de un dispositivo que estará sometido a cargas dinámicas y requiere que los materiales con los que se construya y la forma en la que esté construido resista el peso del paciente y los diferentes movimientos que este pueda realizar durante su desplazamiento; por lo que también se tendrán análisis de la cinemática y la cinética del movimiento del paciente al utilizar el dispositivo, comprendiendo como son afectados los músculos del cuerpo humano por los esfuerzos a los que están siendo sometidos.

El mejoramiento de esta ortesis busca la calidad de vida del paciente que la usa, de manera que este pueda caminar sin necesidad del uso de muletas o de que el dispositivo ocupe mucho espacio para facilitar esta acción del diario vivir. También busca ayudar a trabajadores que, luego de cumplida la inhabilidad medica que les hayan dado, utilizan muletas para desempeñar su labor, lo que puede hacerla menos eficiente. El diseño e innovación de productos que puedan resolver un problema planteado es un avance para la economía nacional al permitir en su producción la creación de empresas y/o la generación de empleos.

### **3. OBJETIVOS**

#### **3.1. OBJETIVO GENERAL**

Mejorar una ortesis de apoyo del miembro inferior usando un análisis de la marcha humana para que su uso sea el adecuado y permita una mejor rehabilitación del paciente que tenga lesiones en uno de sus miembros inferiores aumentando la comodidad que este sienta al utilizarla, y darle una mayor calidad de vida.

#### **3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Comparar la cinemática de la marcha humana de una persona sana al utilizar la ortesis y caminar sin esta para caracterizar el estado inicial de la ortesis y su desempeño.
- Identificar las partes críticas en la ortesis basado en un análisis modal de fallos y efectos (AMFE) y un análisis estructural por Elementos Finitos en ANSYS de tal manera que se planteen soluciones en ellas para mejorar el funcionamiento de la ortesis.
- Plantear las alternativas de diseño enfocándolas a resolver los problemas que presenta la ortesis, además de los problemas nuevos identificados en las pruebas realizadas, para seleccionar la alternativa que tenga la mejor relación estética-funcionalidad.
- Realizar los respectivos planos en SolidWorks para construir un prototipo de la ortesis optimizada con materiales livianos de tal manera que pueda ser verificado.
- Validar la nueva ortesis con un análisis de marcha y compararlo con el original para corroborar el funcionamiento de esta.

#### 4. JUSTIFICACIÓN DE LA SOLUCIÓN

Se quiere mejorar la ortesis para que su funcionalidad sea más adecuada a la marcha de una persona, ya que, si la ortesis busca reemplazar a las muletas, está realmente debe sentirse mucho más cómoda que usar muletas.

Estas mejoras se hacen bajo los parámetros obtenidos por el análisis de marcha y para que el paciente que la use pueda caminar con ella lo más parecido posible a como lo haría utilizando ambas piernas.

Es importante determinar en qué secciones de las piezas del dispositivo original es más propenso a fallar el mismo, porque así se puede aumentar la resistencia de estas secciones además de realizar modificaciones que vayan en pro de su duración, es por esto que un análisis de elementos finitos es pertinente para determinar los puntos críticos de manera más específica, el software Ansys contiene las funciones necesarias para realizar esta tarea.

Luego de determinar los puntos críticos de la pieza y analizar cómo se pueden respaldar estos, la construcción del prototipo de la ortesis mejorada con el que se puedan hacer pruebas es esencial para poder corroborar que las mejoras realizadas al dispositivo sean las más adecuadas.

La principal prueba que se le hará al dispositivo mejorado será la prueba de marcha, para corroborar el éxito de las mejoras realizadas, además de comprobar que el dispositivo construido no falle.

## 5. REFERENTES TEÓRICOS

Para la realización de este proyecto es necesario definir ciertos conceptos importantes que son algo específicos en este, como lo son la definición de ortesis o la definición del ciclo de marcha, términos que son importantes para contextualizar mejor a quien lea este proyecto.

### 5.1. DEFINICIÓN DE ORTESIS<sup>3</sup>

El término se usa para denominar aparatos o dispositivos, férulas, ayudas técnicas y soportes usados en ortopedia, fisioterapia y terapia ocupacional que corrigen o facilitan la ejecución de una acción, actividad o desplazamiento, procurando ahorro de energía y mayor seguridad.

Sirven para sostener, alinear o corregir deformidades y para mejorar la función del aparato locomotor.

Las órtesis se diferencian de las prótesis al no sustituir parcial o totalmente un órgano o miembro con incapacidad física, invalidez o dismetría.

Las órtesis pueden ayudar en la curación de una parte del cuerpo proporcionando alivio. Esto también se aplica después de lesiones (deportivas) en los ligamentos, articulaciones o huesos.

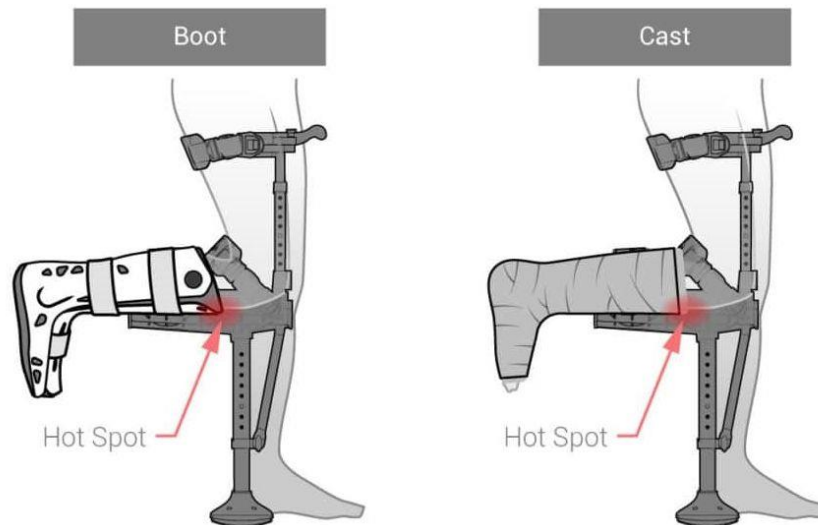
En casos de lesiones que no sanan, las órtesis proporcionan alivio apoyando la parte del cuerpo afectada.

Pueden compensar parcialmente las funciones perdidas y ayudar a evitar daños posteriores; causados por posturas o posiciones incorrectas, y desgaste de partes del cuerpo afectadas.

---

<sup>3</sup> Centro Ortopedico Pelaez. "Qué son las ortesis", 2015. [En línea]. Disponible en: <https://www.ortopediapelaez.com/que-son-las-ortesis-plantares/>. [Accedido: 11-Jun-2019].

**Figura 3. Ortesis de miembro inferior iWalk 2.0**



Fuente: Health and care <https://www.healthandcare.co.uk/crutches/iwalk-20-hands-free-crutch.html>

## 5.2. ORTESIS DE MIEMBRO INFERIOR<sup>4</sup>

Las órtesis para miembro inferior engloban todos los productos ortopédicos para soporte y curación de lesiones de las piernas: tobilleras, rodilleras, musleras, cinchas o pantorrilleras.

Se distinguen entre:

Órtesis estáticas (posicionadoras): Dispositivos que no permiten movimiento, pero mantienen una determinada postura. Se utilizan como un soporte rígido en fracturas y en condiciones inflamatorias de tendones y partes blandas.

Órtesis dinámicas (funcionales): En contraste con las órtesis estáticas, estos dispositivos permiten o facilitan el movimiento. Este tipo de órtesis se utilizan para asistir al movimiento de músculos debilitados

---

<sup>4</sup> Ortoweb. "Ortesis miembro inferior", 2013. [En línea]. Disponible en: <https://www.ortoweb.com/deporte-y-rehabilitacion/ortesis-miembro-inferior>. [Accedido: 11-Jun-2019].

### **5.3. LESIONES EN EL TERCIO DISTAL Y ALREDEDORES<sup>5</sup>**

El tercio distal es la región más lejana de la tibia y el peroné mirado desde la cabeza de la persona, las lesiones que ocurren en esta zona son las mismas lesiones de las piernas.

La fractura de peroné es una lesión muy común dentro del mundo deportivo y en especial los deportes de contacto, pero no exclusiva de ellos, ya que también tienen lugar en accidentes de la vida diaria, por lo que hoy hablaré de ella para que descubráis algo más sobre ella.

Siempre que hay una lesión de tobillo deberían hacer radiografías para descartar esta posible lesión, ya que los signos iniciales nos pueden dar lugar a confusión. Aunque el traumatismo que se sufra no sea exagerado, puede aparecer una fractura, o en accidentes que parecen muy agresivos, acabar simplemente con un esguince. De modo que, ante la duda, mejor asegurarse y hacer pruebas radiológicas.<sup>6</sup>

Las lesiones más frecuentes de las piernas son: dolor en las espinillas, esguinces de tobillo, tendinitis del tendón de Aquiles, desgarros del tendón de Aquiles y fracturas por fatiga del pie.

#### **5.3.1. Dolor en las espinillas<sup>7</sup>**

La periostitis tibial (periosteítis tibial) se refiere a un dolor en la parte baja de la pierna debido a varias causas, pero que normalmente se produce al correr o caminar mucho tiempo.

---

<sup>5</sup> Msd manuals. "Lesiones de la pierna", 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.msdmanuals.com/es-co/hogar/traumatismos-y-envenenamientos/lesiones-deportivas/lesiones-de-la-pierna>. [Accedido: 12-Jun-2019].

<sup>6</sup> TELLO CADARSO, Eva. "Fractura de peroné", 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.fisioterapiaetc.com/fracturas-de-perone/>. [Accedido: 12-Jun-2019].

<sup>7</sup> Msd manuals. "Dolor en las espinillas", 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.msdmanuals.com/es-co/hogar/traumatismos-y-envenenamientos/lesiones-deportivas/dolor-en-las-espinillas>. [Accedido: 12-Jun-2019].

- El dolor aparece en la parte frontal o posterior de la pierna por debajo de la rodilla.
- El hielo, los analgésicos, el reposo y los ejercicios de estiramiento son beneficiosos.

Los impactos repetitivos en las piernas al correr o caminar mucho tiempo (como largas marchas) pueden sobrecargar los músculos y los tendones y producir dolor en la espinilla. La rotación excesiva hacia fuera del pie (supinación) también puede causar o exacerbar el dolor en la espinilla.

La periostitis tibial puede desarrollarse en los músculos de la parte frontal y externa de la tibia (periostitis tibial anterolateral) o en los músculos de la parte posterior e interna (periostitis tibial posteromedial). La zona dolorosa varía en función de los músculos afectados.

### **5.3.2. Esguince de tobillo<sup>8</sup>**

Un esguince de tobillo es la rotura de los ligamentos que mantienen el tobillo en su posición.

- Generalmente, los esguinces de tobillo se producen cuando se camina o se corre por suelos irregulares y el pie se dobla hacia dentro, lo que estira los ligamentos del tobillo más allá de su límite y los desgarran.
- Por lo general, el tobillo se hincha y caminar resulta doloroso.
- Generalmente, el médico puede diagnosticar los esguinces de tobillo basándose en la exploración y, a veces en las radiografías.
- El tratamiento consiste en reposo, aplicar hielo, compresión con un vendaje y elevación de la pierna (rest, ice, compression, and elevation, RICE), una férula o una bota que pueda quitarse y posiblemente cirugía.

En los Estados Unidos, se producen cerca de 25 000 esguinces de tobillo diarios.

---

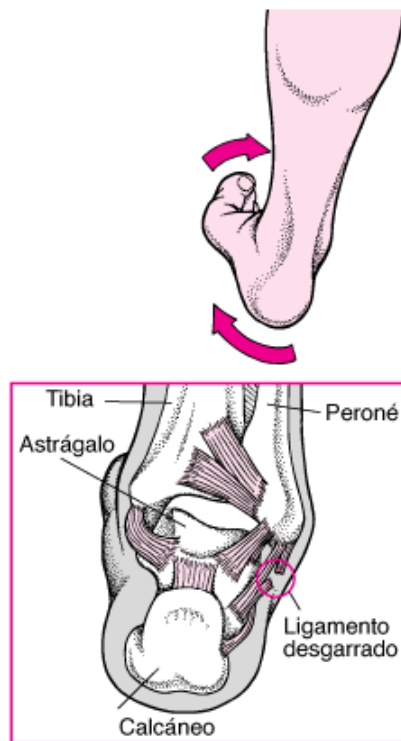
<sup>8</sup> Msd manuals. “Esguince de tobillo”, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.msmanuals.com/es-co/hogar/traumatismos-y-envenenamientos/fracturas,-luxaciones-y-esguinces/esguince-de-tobillo>. [Accedido: 12-Jun-2019].

La articulación del tobillo está formada por la tibia, el peroné (el hueso más pequeño de la pierna), el astrágalo y varios ligamentos que mantienen los huesos del tobillo en su posición (ver figura Ligamentos: mantienen estable la articulación del tobillo). La gravedad del esguince depende de los ligamentos que estén lesionados y del grado de torsión o desgarramiento de estos. En función de la gravedad el médico clasifica los esguinces como

- De primer grado: leve
- De segundo grado: moderado a grave
- De tercer grado: muy grave

La mayoría de los esguinces de tobillo son leves.

**Figura 4. Esguince de tobillo**



Fuente: <https://www.msmanuals.com/es-co/hogar/traumatismos-y-envenenamientos/fracturas,-luxaciones-y-esguinces/esguince-de-tobillo>

### **5.3.3. Tendinitis aquilea<sup>9</sup>**

La tendinitis aquilea es una inflamación del tendón de Aquiles, un cordón muy resistente que va desde los músculos de la pantorrilla hasta el talón.

La tendinitis aquilea es muy común en los corredores. Durante la marcha, los músculos de la pantorrilla ayudan en la fase de elevación del pie sobre los dedos desde la posición plana sobre el suelo. La combinación de fuerzas repetitivas con un tiempo insuficiente de recuperación del ejercicio puede inflamar el tendón de Aquiles.

El primer síntoma de la tendinitis suele ser dolor en la parte baja de la pantorrilla y la parte posterior del talón. El dolor aumenta inicialmente cuando se inicia el ejercicio y con frecuencia disminuye conforme continúa el ejercicio. El diagnóstico de la tendinitis aquilea se realiza en función de los síntomas y de los resultados de un examen.

### **5.3.4. Roturas del tendón de Aquiles<sup>10</sup>**

Los desgarros (roturas) del tendón de Aquiles tienen lugar cuando se desgarran el tendón que une los músculos de la pantorrilla con el calcáneo.

Los desgarros del tendón de Aquiles son frecuentes. Se producen con mayor frecuencia en los deportistas y en varones sedentarios de mediana edad, especialmente aquellos con mala forma física que comienzan a realizar una intensa actividad o deporte sin adquirir previamente una forma física adecuada. El tendón es más probable que esté completamente roto en los varones de mediana edad que en los deportistas. Estas lesiones pueden ocurrir cuando el sujeto no ha realizado un calentamiento o un estiramiento suficiente antes de realizar una actividad intensa. Típicamente, la lesión se produce mientras el sujeto corre o salta,

---

<sup>9</sup> Msd manuals. “Tendinitis aquilea”, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.msmanuals.com/es-co/hogar/traumatismos-y-envenenamientos/lesiones-deportivas/tendinitis-aquilea>. [Accedido: 12-Jun-2019].

<sup>10</sup> Msd manuals. “Roturas del tendón de Aquiles”, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.msmanuals.com/es-co/hogar/traumatismos-y-envenenamientos/fracturas,-luxaciones-y-esguinces/roturas-del-tendon-de-aquiles>. [Accedido: 12-Jun-2019].

especialmente si el deporte requiere cambios rápidos de dirección. El tendón se rompe cuando se produce un desplazamiento del dorso del pie hacia la pierna con demasiada fuerza y demasiado lejos.

En raras ocasiones se produce una rotura del tendón de Aquiles sin causa aparente en personas en tratamiento con fluoroquinolonas (un antibiótico) o corticosteroides. El tendón puede desgarrarse de forma parcial o completa.

### **5.3.5. Fracturas del pie por fatiga<sup>11</sup>**

Las fracturas por fatiga son fracturas (roturas) pequeñas e incompletas de los huesos debidas a tensiones repetidas más que a una lesión concreta.

- El dolor aparece al cargar peso y empeora gradualmente.
- Se hacen radiografías y gammagrafías.
- La parte afectada no debe soportar peso durante por lo menos de 6 a 12 semanas.

Las fracturas por fatiga aparecen cuando el peso que se carga excede la capacidad de los músculos y tendones implicados para absorber y amortiguar los golpes. Los huesos afectados pueden ser el fémur, la pelvis o la espinilla. Más de la mitad de las fracturas por fatiga se localizan en la parte inferior de la pierna, sobre todo en los huesos de la mitad del pie (los metatarsianos).

Las fracturas por fatiga no se distinguen de otras lesiones (por ejemplo, una caída o un golpe), pero son debidas a un estrés repetido y al uso excesivo. Las fracturas por fatiga de los huesos metatarsianos (fracturas de marcha) se producen sobre todo en corredores que cambian rápidamente la intensidad o la duración de los entrenamientos y en gente poco entrenada que camina largas distancias llevando carga (por ejemplo, soldados recién reclutados). Otros factores de riesgo son: los pies con el arco alto, zapatos de mala calidad amortiguadora y fragilidad ósea (osteoporosis).

---

<sup>11</sup> Msd manuals. “Fracturas del pie por fatiga”, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.msdmanuals.com/es-co/hogar/traumatismos-y-envenenamientos/lesiones-deportivas/fracturas-del-pie-por-fatiga>. [Accedido: 12-Jun-2019].

Las mujeres y las niñas que hacen ejercicio extenuante y no llevan una dieta adecuada (por ejemplo, algunas corredoras de larga distancia y deportistas que hacen deportes que hipertrofian mucho la musculatura) pueden tener fracturas por fatiga. Además, pueden dejar de tener el periodo menstrual (amenorrea) y desarrollar osteoporosis. Este trastorno se conoce como el síndrome de la tríada de la mujer deportista (amenorrea, trastornos alimenticios y osteoporosis).

**Figura 5. Fractura por sobrecarga.**



Fuente: <https://www.msmanuals.com/es-co/hogar/traumatismos-y-envenenamientos/lesiones-deportivas/fracturas-del-pie-por-fatiga>

#### **5.4. PARESTESIA<sup>12</sup>**

La parestesia es un fenómeno que consiste en la aparición de sensaciones punzantes, de hormigueo, de picor, de entumecimiento o de quemazón en distintas partes del cuerpo. Es más habitual que se produzca en los brazos, en las manos, en las piernas y en los pies, si bien no siempre se da en estas zonas. Generalmente no se asocia con síntomas de dolor.

---

<sup>12</sup> TORRES, Arturo. "Parestesia: causas, tratamientos y fenómenos", 2017. [En línea]. Disponible en: <https://psicologiaymente.com/clinica/parestesia>. [Accedido en: 12-Jun-2019].

El término “parestesia” proviene de las palabras griegas “aisthesia”, que significa “sensación”, y “para”, que se puede traducir como “anormal”. La palabra se empezó a usar de forma habitual en el siglo XIX, si bien se puede encontrar alguna referencia previa puntual en la literatura griega clásica.

Las experiencias de parestesia son relativamente comunes en la población general, de modo que no siempre merecen la consideración de patología o de alteración. Por ejemplo, es habitual que aparezcan sensaciones de este tipo cuando una extremidad queda entumecida por presión sostenida de un nervio, como puede suceder al cruzar las piernas.

### **5.5. BIOMECÁNICA DE LA MARCHA<sup>13</sup>**

El conocimiento de la locomoción humana normal es la base del tratamiento sistemático y del manejo de la marcha patológica, especialmente cuando se usan prótesis y órtesis. La locomoción humana normal se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad. Más específicamente, la locomoción humana normal puede describirse enumerando algunas de sus características. Aunque existen pequeñas diferencias en la forma de la marcha de un individuo a otro, estas diferencias caen dentro de pequeños límites.

En la marcha se da una sucesión de doble apoyo y de apoyo unipodal, es decir que durante la marcha el apoyo no deja nunca el suelo, mientras que en la carrera, como en el salto, existen fases aéreas, en las que el cuerpo queda suspendido durante un instante.

#### **5.5.1. Ciclo de marcha**

El ciclo de marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del

---

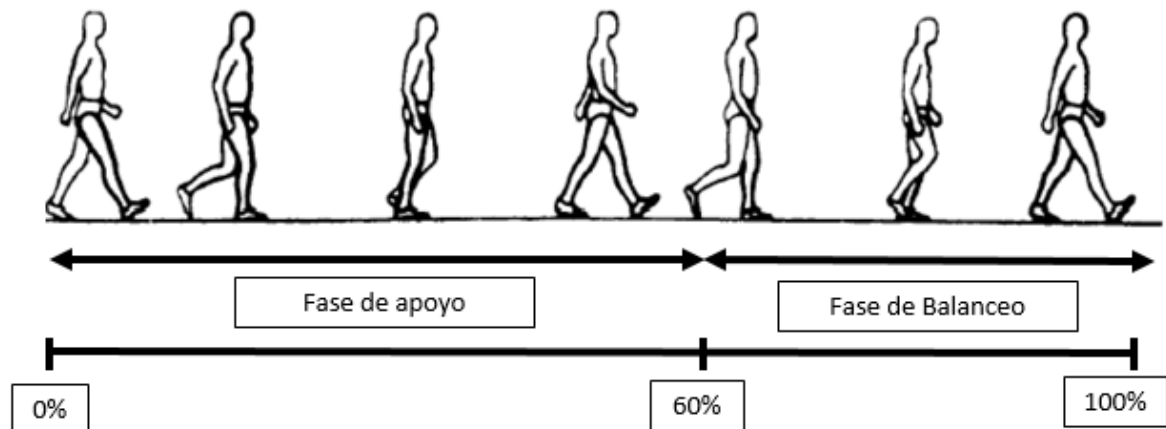
<sup>13</sup> Universidad de Antioquia. “4.1. Biomecánica de la marcha”, 2016. [En línea]. Disponible en: <http://aprendeonline.udea.edu.co/lms/moodle/mod/page/view.php?id=164205>. [Accedido: 27-Feb-2019].

ciclo de la marcha son: la fase de apoyo (60% del ciclo) y la fase de balanceo (40% del ciclo). Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo. El apoyo sencillo se refiere al periodo cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo. El periodo de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente.

Con el aumento de la velocidad de la marcha hay un aumento relativo en el tiempo gastado en la fase de balanceo, y con la disminución de la velocidad una relativa disminución. La duración del doble apoyo disminuye conforme aumenta la velocidad de la marcha. La ausencia de un período de doble apoyo es lo que diferencia correr de caminar.

El ciclo de marcha se divide en dos fases principales: apoyo y balanceo.

**Figura 6. Fases del ciclo de marcha.**



Fuente: [https://www.researchgate.net/figure/Figura-3-Ciclo-de-marcha-humana-Adaptado-de-10\\_fig3\\_278020518](https://www.researchgate.net/figure/Figura-3-Ciclo-de-marcha-humana-Adaptado-de-10_fig3_278020518)

## 5.6. Alineamiento de prótesis transtibiales<sup>14</sup>

La eficacia de la ortesis de pies protésicos y de tobillo depende de un ajuste adecuado (alineación) de estos componentes para el usuario. La sintonización implica seleccionar las propiedades mecánicas correctas (por ejemplo, rigidez y longitud) y seleccionar la orientación correcta del dispositivo en relación con la pierna biológica del usuario. La afinación adecuada mejorará la progresión y la propulsión del cuerpo durante la fase de postura de caminar. Esto mejorará la estabilidad de la marcha y la economía de la marcha.

La alineación de prótesis transtibiales, es decir, los cambios realizados en la orientación del pie protésico en relación con el encaje, normalmente se realizan con el objetivo de optimizar el confort protésico, la distribución de la presión, el gasto de energía y la estabilidad de la marcha. Durante el proceso de alineación actual, la orientación del pie protésico se ajusta si hay desviaciones de los parámetros cinemáticos y espaciotemporales. Sin embargo, se sabe que estos ajustes se basan en la experiencia del clínico y en el conocimiento tácito, y la reproducibilidad de la alineación es limitada. Para mejorar la práctica clínica es importante cuantificar la alineación protésica. Los estudios recientes han demostrado que los criterios de alineación cinética son factibles para los propósitos de alineación.<sup>15</sup>

---

<sup>14</sup> HOUDIJK, Han. VAN DIEËN, Jaap. "Prosthetic and Orthotic Dynamic Alignment for Rehabilitation", 2010. [En línea]. Disponible en: <https://www.human-movement-sciences.nl/nm/research/research-themes/theme-06-rehabilitation-physiotherapy/reha-physio-sub-4/research-project-6-1-1-4/>. [Accedido: 12-Jun-2019].

<sup>15</sup> HOUDIJK, Han. VAN DIEËN, Jaap. "KINETIC GAIT DATA TO QUANTIFY SOCKET FIT AND PROSTHETIC ALIGNMENT IN AMPUTEES", Neuromechanics, 2017. [En línea]. Disponible en: <https://www.human-movement-sciences.nl/nm/research/research-themes/theme-06-rehabilitation-physiotherapy/reha-physio-sub-4/research-project-6-1-1-3/>. [Accedido: 12-Jun-2019].

## 6. ANÁLISIS DE LA INFORMACION RECOPIADA

En esta sección se pretende presentar el estado del arte del proyecto, y posteriormente analizar el mismo, hablando tanto de la ortesis original que se quiere mejorar, como de la ortesis más parecida en la que esta se encuentra basada, además de otros proyectos y normas.

### 6.1. DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA ORTESIS DE APOYO PARA PERSONAS CON LESIONES EN MIEMBROS INFERIORES DEBAJO DE LA RODILLA<sup>16</sup>

El objetivo de este proyecto es la construcción de una ortesis funcional para las personas con lesiones menores que sea de tipo KAFO (rodilla, tobillo y pie), basado en un dispositivo iWalk 2.0<sup>17</sup> luego de hacer una de selección de alternativas o QFD y las modificaciones pertinentes, el proyecto utilizo varias metodologías de planeación para lograr el objetivo, el resultado es un prototipo que no es cómodo para su uso entre otros problemas, al final del proyecto hay un apartado de recomendaciones donde se sugiere delinear la gama de lesiones para las que el dispositivo pueda ser utilizado, analizar la marcha humana al utilizar esta ortesis y cambiar la contera, entre otros.

Este proyecto es el que se desea mejorar para que la ortesis quede terminada, se analiza que el tipo de lesiones para las que el dispositivo es apto son las lesiones del miembro inferior en el tercio distal en la pierna, además de lesiones de tobillo y lesiones en el pie en general.

---

<sup>16</sup> QUIJANO LOPEZ, Fabián Andrés. "DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA PROTESIS DE APOYO PARA PERSONAS CON LESIONES EN LOS MIEMBROS INFERIORES DEBAJO DE RODILLA", Universidad Industrial de Santander, 2016.

<sup>17</sup> iWalkFREE. "iWalk 2.0", 2018. [En línea]. Disponible en: <https://iwalk-free.com/>. [Accedido: 12-Jun-2019].

## **6.2. NORMA NTC-ISO 9999<sup>18</sup>**

Esta norma trata sobre los productos de apoyo para personas con discapacidad, y sobre darles una clasificación, por lo que cada dispositivo de rehabilitación, incluyendo las ortesis, tendrá su propia nomenclatura según 3 parámetros, clase, subclase y división.

## **6.3. PATRONES DE ACTIVIDAD MUSCULAR EN MIEMBROS INFERIORES DURANTE LA MARCHA HUMANA BAJO CONDICIONES DE ALIVIO DE CARGA CORPORAL<sup>19</sup>**

El objetivo de este trabajo es analizar la marcha de las personas que han sufrido daños en sus miembros inferiores por accidentes u otras circunstancias y buscar su rehabilitación completa, para lo cual se hace uso del entrenamiento locomotor (LT), realizado en una caminadora o superficie, la marcha se analizó en este caso por electromiografía y se utilizó un sistema isquiático de peso corporal que ejerce cierta influencia en la marcha del paciente.

Este trabajo ilustra un buen análisis gráfico de la marcha humana con las curvas que muestra, además de que da a conocer que luego de que la persona termine de utilizar la ortesis tendrá que someterse a otra rehabilitación y lo ideal es que la ortesis mejorada permita que la rehabilitación completa del paciente sea más fácil de llevar a cabo, a menos que el paciente necesite la ortesis de manera permanente, caso que se puede presentar.

---

<sup>18</sup> ICONTEC internacional. “Norma técnica Colombiana NTC-ISO 9999”, pp. 0–12, 1997.

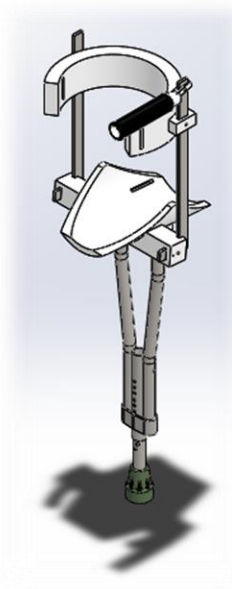
<sup>19</sup> HOYOS DAZA, Héctor Ivan. “PATRONES DE ACTIVIDAD MUSCULAR EN MIEMBROS INFERIORES DURANTE LA MARCHA HUMANA BAJO CONDICIONES DE ALIVIO DE CARGA CORPORAL”, PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA, 2014.

## 7. PRUEBAS CON EL PROTOTIPO

### 7.1. ANÁLISIS DE MARCHA<sup>20</sup>

El análisis de marcha se realizó con un prototipo de ortesis con variaciones respecto al que se presenta al final del proyecto que se quiere mejorar, las cuales son principalmente geométricas, se entregó en el estado de la figura 7 (fotografías en el ANEXO A), cuenta con un apoyo extra que es un pedazo de barra hueca, la cual se tuvo en cuenta para las pruebas de marcha. Los cambios en la geometría se tuvieron en cuenta para el posterior análisis de elementos finitos que se le realizaría al modelo de ortesis.

**Figura 7. Modelo CAD de la ortesis a analizar**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Las pruebas se realizaron en la facultad de salud de la Universidad Industrial de Santander con ayuda de la auxiliar docente, grabando a el sujeto de pruebas

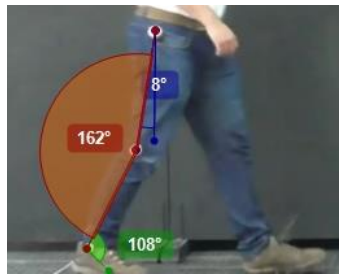
---

<sup>20</sup> MEJIA VILLAMIZAR, Jose Luis. VILLEGAS BERMÚDEZ, Diego F. SÁNCHEZ, Heller G. “Análisis de marcha de una persona con muleta de manos libres usando el programa Kinovea”, Rev. UIS Ing., vol. 21, no.3, pp. 1-8, 2022, doi: <https://doi.org/10.18273/revuin.v21n3-2022001>.

durante el ciclo de marcha. Se siguió el protocolo de Davis<sup>21</sup> para pruebas de marcha, el cual consiste en poner marcas en las prominencias óseas como puntos de referencia para análisis de sistemas en 2D, estas prominencias son: el trocánter mayor, correspondiente a la cadera, el epicóndilo lateral, correspondiente a la rodilla y el maléolo externo, correspondiente al tobillo, también se toma la punta del metatarso o dedo meñique como referencia.

Los resultados se analizaron por tiempo y por variación del ángulo correspondiente durante la subfase de marcha. El criterio utilizado para medir los ángulos que formaba cada punto de referencia se puede visualizar en la figura 8, se analizó siempre la pierna sana en el plano sagital, ya que el proyecto no contempla personas con lesiones medulares. Los ángulos se midieron en el software libre Kinovea, este proceso se encuentra en el ANEXO B.

**Figura 8. Ejemplo de medición.**



Fuente: MEJIA VILLAMIZAR, Jose Luis. VILLEGAS BERMÚDEZ, Diego F. SÁNCHEZ, Heller G. “Análisis de marcha de una persona con muleta de manos libres usando el programa Kinovea”

Se hicieron tres análisis de marcha, sin la ortesis, con la ortesis y con la ortesis y un bastón canadiense adicional para comparar el uso del apoyo que ya venía con la ortesis teniendo un apoyo esta vez al nivel de la cadera, las imágenes utilizadas se capturaron según el fotograma correspondiente a la subfase de la marcha, en cada fotograma el software libre Kinovea permite dibujar los ángulos correspondientes y

---

<sup>21</sup> MENDOZA, Isabel Adriana. RUIZ, Juan Pablo. “Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura”, CES Mov. y Salud, vol. 1, no. 1, pp. 29–43, 2013.

hacer comparaciones entre fotogramas para obtener datos de desplazamiento, tiempo y velocidad, los cuales se pueden exportar después en una hoja de cálculo. Los ángulos que se tomaron corresponden a las prominencias óseas de la cadera, la rodilla y el talón.

Las pruebas de marcha se hicieron con una sola persona, la cual cumplía con las siguientes características:

- Estatura: 1,75 cm
- Peso: 85 kg
- Género: masculino
- Edad: 22 años
- No presentaba ninguna patología al momento de realizar las pruebas.

Los resultados de las pruebas se discuten a continuación en cuatro secciones, una dedicada a los resultados más generales y las otras tres dedicadas a cada punto importante de la pierna.

#### 7.1.1. Parámetros generales de la prueba de marcha

En el software libre Kinovea se puede trazar un eje de referencia para, a su vez, dibujar una línea que permita medir la longitud de ciclo entre los contactos del talón de un mismo pie, y la longitud de paso midiendo la distancia entre ambos pies cuando contactan con el suelo, también se puede registrar la duración de la marcha, por lo que se puede calcular la velocidad de marcha y la cadencia de marcha (pasos por minuto), estos datos se presentan a continuación en la tabla 1.

**Tabla 1. Parámetros generales de la prueba de marcha**

Parámetro	Marcha normal	Marcha con ortesis	Ortesis y ajuste
Longitud de ciclo (cm)	130	81	87
Longitud de paso (cm)	65	49	51
Duración de la marcha (seg)	1,36	1,8	1,66
Velocidad de marcha (cm/s)	95,8	44,9	52,5
Cadencia de marcha (p/min)	88,2	66,6	72,3

Fuente: MEJIA VILLAMIZAR, Jose Luis. VILLEGAS BERMÚDEZ, Diego F. SÁNCHEZ, Heller G. “Análisis de marcha de una persona con muleta de manos libres usando el programa Kinovea”

De la tabla 1 se puede observar que la longitud de marcha con el dispositivo es notablemente más pequeña que al caminar sin este, ya que al utilizar la ortesis se tiene que hacer movimientos cautelosos. La literatura universal establece como rangos normales de longitud de marcha 129 cm mínimo, 142 cm medio y 162 cm máximo<sup>22</sup> por lo que los valores obtenidos para la marcha con la ortesis y con la ortesis y el ajuste están muy por debajo (81 cm y 87 cm respectivamente). Lo mismo ocurre con la longitud de paso, 65 cm mínimo, 71 cm medio y 81 cm máximo<sup>23</sup>, los valores obtenidos para el uso del dispositivo están por debajo, el ajuste con el bastón canadiense corrige muy levemente esto.

Con la velocidad y la cadencia de marcha ocurre lo mismo, los valores obtenidos en la prueba de marcha son más pequeños al utilizar la muleta manos libres y se corrigen ligeramente con el ajuste del bastón canadiense, sin embargo, los valores mínimos para la marcha humana reportados en la teoría son 113,8 cm/s para la velocidad de marcha y 117 p/min para la cadencia de marcha<sup>24</sup>, los cuales están por arriba de los obtenidos para la marcha sin dispositivos.

A continuación se muestra la tabla de eficiencia de los parámetros respecto a la marcha normal:

**Tabla 2. Eficiencia en parámetros de marcha**

Parámetro	Marcha con ortesis	Ortesis y ajuste	Media	Desviacion estandar
Longitud de ciclo	0,623	0,669	0,646	0,0326357
Longitud de paso	0,754	0,785	0,769	0,02175713
Duración de la marcha	1,324	1,221	1,272	0,0727904
Velocidad de marcha	0,469	0,548	0,508	0,05609615
Cadencia de marcha	0,755	0,820	0,787	0,04569738

Fuente: Autor(es) del proyecto

<sup>22</sup> MENDOZA, Isabel Adriana. RUIZ, Juan Pablo. "Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura", CES Mov. y Salud, vol. 1, no. 1, pp. 29–43, 2013.

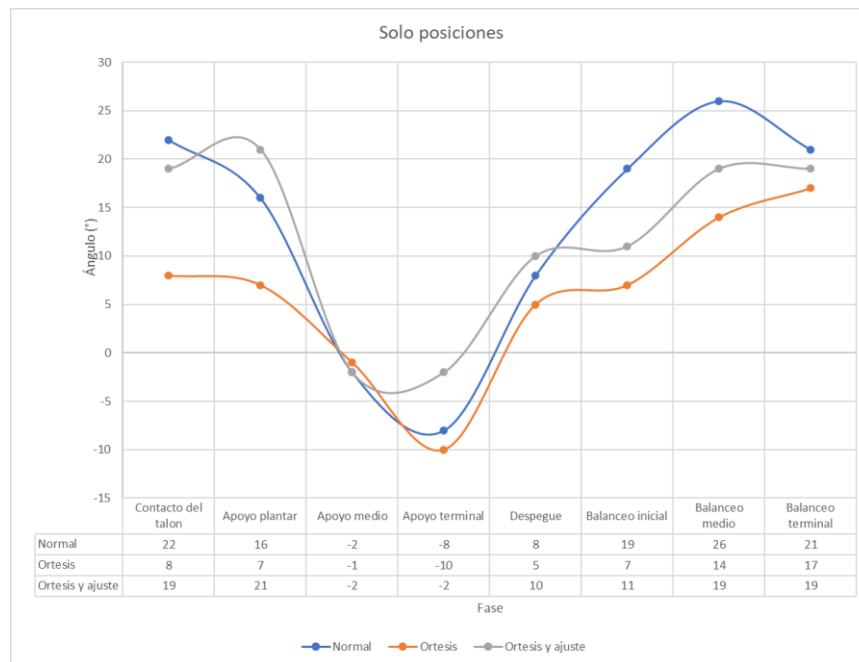
<sup>23</sup> Ibid., p. 39

<sup>24</sup> Ibid., p. 39

### 7.1.2. Resultados de la cadera

Para medir los ángulos de la cadera se tomó como referencia la componente vertical y el epicóndilo lateral en los puntos externos de referencia y el trocánter mayor como punto central, como se indica en la figura 8 (azul). Se puede apreciar en la figura 9 que a través de las subfases de marcha las tres pruebas realizadas tienen una tendencia a parecerse, sin embargo, al principio de la marcha con ortesis (naranja), esta se desvía de las otras dos ya que la pierna no logra abrirse lo suficiente.

**Figura 9. Gráfica de ángulo contra posiciones para la cadera**



Fuente: MEJIA VILLAMIZAR, Jose Luis. VILLEGAS BERMÚDEZ, Diego F. SÁNCHEZ, Heller G. “Análisis de marcha de una persona con muleta de manos libres usando el programa Kinovea”

El movimiento de la cadera al utilizar la muleta de manos libres es diferente porque al caminar con esta, la sensación de inseguridad provoca que los pasos se den con más cautela, esto hace que los ángulos de apertura de la cadera durante la fase inicial sean muy pequeños (naranja), además de que la fase de balanceo ocurre muy rápido por el pivote que hace el tipo de contera, a pesar de que adicionar el bastón canadiense permite que la persona tenga movimientos de cadera más

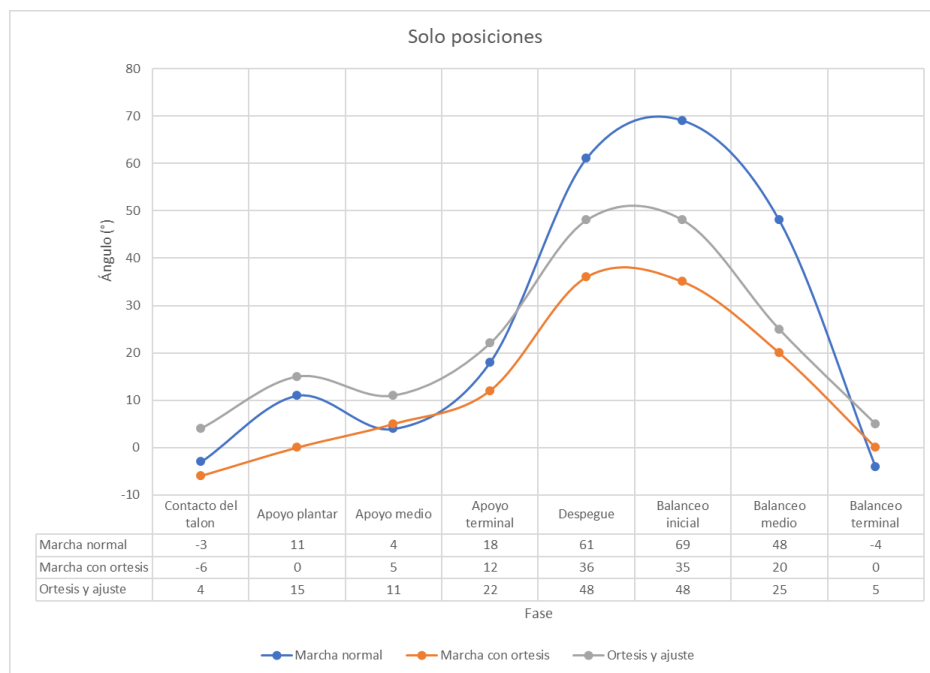
similares a los de la marcha normal, por el hecho de tener que alzar la muleta de manos libres y balancearla, el tiempo de marcha sigue siendo mayor.

### 7.1.3. Resultados de la rodilla

Se tomaron como referencia el trocánter mayor y el maléolo externo para los extremos del ángulo y como punto central el epicóndilo lateral, como se indica en la figura 8 (rojo). Al valor obtenido se le restan 180°.

Para el movimiento de la rodilla, como se observa en la figura 10, durante todo el ciclo de marcha utilizando la ortesis y el bastón al tiempo (gris), la pierna no alcanza a extenderse lo suficiente como para compararla con una marcha normal eficiente, esto es debido a que el movimiento no fluye bien y la pierna no se dobla para poder dar bien el paso, sino que más bien esta se mantiene estirada, dando unos ángulos mucho menores a los esperados en el paso del despegue al balanceo inicial, la tendencia de las 3 curvas es especialmente similar desde el apoyo terminal hasta el balanceo terminal, por lo que se podría decir que el movimiento realizado es similar.

**Figura 10. Grafica de ángulo contra posiciones para la rodilla**



Fuente: Autor(es) del proyecto

En las fases del apoyo del talón y el apoyo plantar, se observa en el movimiento de la rodilla al utilizar solo la muleta de manos libres que la pierna permanece extendida por la altura de esta ya que la muleta de manos libres no permite hacer el apoyo sin extender la pierna anormalmente, este problema se soluciona parcialmente con el ajuste que se hizo al adicionar el bastón canadiense, ya que como se observó anteriormente, la pierna se mantiene constantemente flexionada porque la altura adicional que da el bastón es excesiva.

#### **7.1.4. Resultados del talón**

Los puntos de referencia del ángulo se ubicaron poniendo los extremos en el epicóndilo lateral y en la punta del metatarso distal, y el punto central en el maléolo externo, como se indica en la figura 8 (verde). En la dorsiflexión a través de las fases (figura 11) se observa un movimiento similar para las 3 pruebas, sin embargo, el movimiento de la muleta de manos libres está desfasado durante la primera parte del ciclo, en la marcha con el ajuste la fase de apoyo se asemeja a la de la marcha normal, los valores obtenidos para la fase de balanceo no son iguales pero el movimiento que describen es proporcional.

Durante el apoyo terminal, el ángulo del tobillo es el que más difiere de los otros porque la pierna tiene que extenderse anormalmente para que el talón se desprege del suelo, en el resto de los puntos el movimiento del talón es muy similar para las tres pruebas realizadas porque no hay más factores que interfieran entre el apoyo del pie y el suelo. En trabajos previos, los valores reportados para el movimiento del tobillo en todas las fases se desfasan por 10° o 20° grados, puede deberse a patologías en la marcha o a un sistema de referencia diferente para la toma de los

ángulos<sup>25</sup> o que no se utilizó el protocolo de Davis para poner las marcas en los lugares correspondientes<sup>26</sup>

**Figura 11. Grafica de ángulo contra posiciones para el talón**



Fuente: MEJIA VILLAMIZAR, Jose Luis. VILLEGAS BERMÚDEZ, Diego F. SÁNCHEZ, Heller G. “Análisis de marcha de una persona con muleta de manos libres usando el programa Kinovea”

En el ANEXO C se pueden ver las gráficas de ángulo contra tiempo para los tres casos.

<sup>25</sup> MENDOZA, Isabel Adriana. RUIZ, Juan Pablo. “Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura”, CES Mov. y Salud, vol. 1, no. 1, pp. 29–43, 2013.

<sup>26</sup> HANISAH HISHAM, Nur Amirah. AHMAD NAZRI, Ahmad Faiz. MADETE, June. HERAWATI, Lilik. MAHMUD, Jamaluddin. “Measuring Ankle Angle and Analysis of Walking Gait using Kinovea”, in *IMEDITEC 2017*, 2017, pp. 247–250.

## 7.2. ANÁLISIS MODAL DE FALLOS Y EFECTOS

El análisis se realizó a los conjuntos de piezas que tuvieran material o función en común, esto para medir el impacto del daño de cada pieza ya que cada una cumple un papel importante. La tabla se encuentra en el **ANEXO D** y los resultados más generales para el prototipo funcional entregado son los siguientes:

- Verificar las cargas en las partes de la ortesis que pueden hacer que esta falle, hacer un rango de peso para las personas a las cuales está destinado el dispositivo.
- Cambiar el ángulo del soporte de la pierna y rediseñar la forma en que el usuario se coloca la ortesis.
- Instruir al usuario en el cuidado y manejo del dispositivo, verificar la construcción del dispositivo para que este resista al impacto, verificar los concentradores de esfuerzos.
- Dependiendo del tiempo de uso de la ortesis se pueden tener repuestos, modificar la contera permite que el desgaste no se genere en una sola área.
- Hacer un rango de peso para las personas a las cuales está destinado el dispositivo, cambiar las láminas por tubos.
- Comprobar si el apoyo auxiliar causa un desbalance significativo en la carga a la que se somete el dispositivo.
- Cambiar el velcro por hebillas de PVC que permitan ajustar la correa.

## 7.3 ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

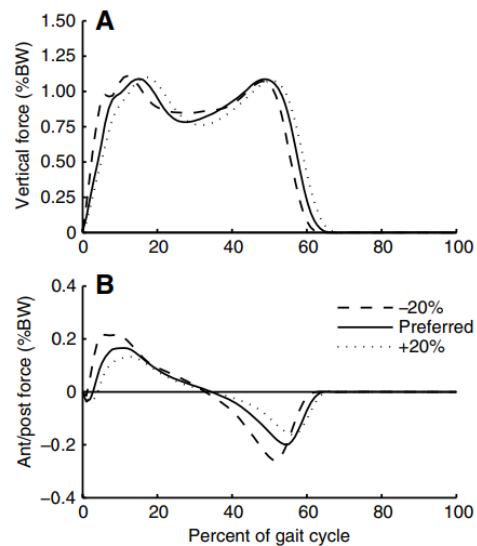
Se analizó la ortesis en dos momentos, durante la fase de apoyo y durante la fase de balanceo en el dispositivo, para el primer caso se recalcularon los esfuerzos y deformaciones a los que se sometió el dispositivo ya que se tuvieron en cuenta los cambios en la geometría y la carga con la que se realizó la prueba de marcha, también la forma en la que se aplica la carga cambia, se analiza la fase de apoyo porque es el momento en el cual el dispositivo se encontrara con la mayor carga, que será el peso de la persona y la fuerza que esta hace en la manija para apoyarse.

Para la fase de balanceo de la ortesis solo se tiene en cuenta la fuerza con la cual el usuario levanta la ortesis utilizando la manija auxiliar.

### 7.3.1. Planteamiento de la carga en la fase de apoyo

La carga máxima es equivalente a 110% del peso de la persona cuando el dispositivo se encuentra en la fase de apoyo (figura 12), mientras la pierna sana hace el balanceo<sup>27</sup> sumada con la fuerza al apoyarse en la manija<sup>28</sup>. Esta carga es también la carga máxima a la cual estará sometido el dispositivo. Se muestra en la figura 13.

**Figura 12. Porcentaje de peso apoyado por la persona vs porcentaje de la marcha**

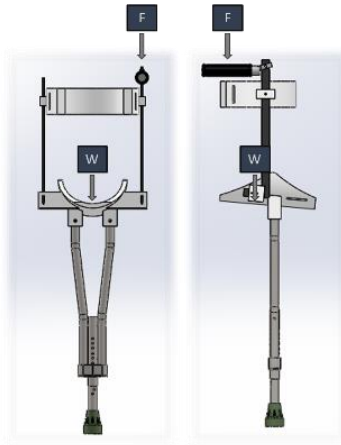


Fuente: UMBERGER, Brian R. MARTIN, Philip E. "Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates"

<sup>27</sup> UMBERGER, Brian R. MARTIN, Philip E. "Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates" J. Exp. Biol., vol. 210, no. 18, pp. 3255–3265, 2007, doi: 10.1242/jeb.000950.

<sup>28</sup> BARBOSA QUINTERO, Luisa Fernanda. DELGADO HENRÍQUEZ, Natalia. "DETERMINACION DE LA FUERZA MAXIMA ACEPTABLE PARA EMPUJAR Y HALAR POR PARTE DE TRABAJADORES CON EXPERIENCIA PREVIA EN LA MANIPULACION DE CARGAS, EN UNA MUESTRA DEL PERSONAL DE LA PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA", Pontificia Universidad Javeriana, 2004.

**Figura 13. Diagrama de cuerpo libre del prototipo funcional.**



Fuente: Autor(es) del proyecto

### **7.3.2. Cálculos manuales de la fase de apoyo**

Con el planteamiento de la carga que siente la ortesis se calculan los esfuerzos y deformaciones de los elementos de la ortesis comenzando a partir de la manija en la cual está siendo aplicada la carga, se consideran sólidos isotrópicos, deformables homogéneos.

Los cálculos se muestran en el **ANEXO E**.

### **7.3.3. Análisis por el método de elementos finitos de la fase de apoyo**

El método de los elementos finitos es una herramienta que permite analizar los esfuerzos y las deformaciones de formas geométricas complejas dividiendo el volumen de estas en un conjunto finito de elementos discretos y contiguos y resolviendo el conjunto de ecuaciones simultáneas, cada una de las cuales se aplican a un elemento y a los nodos que conectan los elementos, esto se hace por su complejidad mediante un software.<sup>29</sup>

En este trabajo se utilizó el software ANSYS Workbench, el cual permite hacer diferentes análisis mediante sistemas, de los cuales el que se utilizó fue el de **estática estructural** ya que para los cálculos se había considerado el instante de la carga máxima. El sistema está compuesto por los módulos de engineering data,

---

<sup>29</sup> NORTON, Robert L. "Diseño De Maquinas Un Enfoque Integrado", pp. 919, 2006.

que es donde se selecciona el material, geometry, donde se importa y edita la geometría, y model, donde se realiza el mallado y el análisis estructural.

Para el mallado se utilizaron tres métricas de calidad:

Calidad del elemento: Cociente entre el área y la suma del cuadrado de la longitud de los bordes para elementos en 2D o el cociente entre el volumen y la raíz cuadrada del cubo de la suma del cuadrado de la longitud de los bordes para elementos en 3D. Un valor de 1 indica un cubo o cuadrado perfecto y 0 un cuerpo sin volumen o volumen negativo, esta fue la métrica guía para el análisis, las otras dos se añaden porque estaban en el proyecto anterior.

Asimetría: Determina que tan cerca esta una cara a la forma ideal va entre 0 y 1, 0 indica el mejor valor y 1 el peor. Hay dos métodos para medir la asimetría, basado en el volumen equilátero y basado en la desviación de un ángulo equilátero.

Calidad ortogonal: El rango es de 0 a 1, donde 0 es el peor y 1 es el mejor. Se calcula usando el vector de la cara normal,  $\vec{A}_i$ , para cada cara; el vector del centro de la célula para cada una de las células adyacentes,  $\vec{c}_i$ ; y el vector del centroide de cada una de las caras,  $\vec{f}_i$ ; la calidad ortogonal dependerá de las células o tipos de elemento.

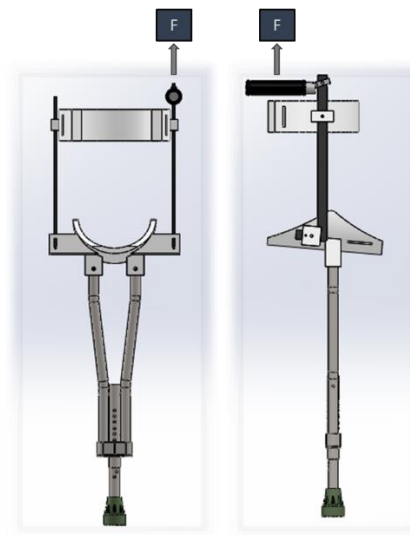
Se tuvo en cuenta principalmente el valor promedio de la malla para juzgar si la calidad de esta era buena.

El análisis de elementos finitos en si se encuentra en el **ANEXO G**.

#### 7.3.4. Planteamiento de la carga en la fase de balanceo

En esta fase la carga está dada por la fuerza que hace el usuario al levantar el dispositivo usando la manija, esta fuerza es equivalente a el peso del dispositivo (aproximadamente 2 Kg) más una fracción del peso de la pierna, que se aproximó como un tercio de esta. El peso de la pierna según la literatura universal<sup>30</sup> es igual al 16,1% del peso corporal.

**Figura 14. Diagrama de cuerpo libre del prototipo funcional**



Fuente: Autor(es) del proyecto

#### 7.3.5. Cálculos manuales de la fase de balanceo

Con la carga planteada se procede a realizar los cálculos del instante en el cual el dispositivo se encuentra en la fase de balanceo, se comienza a partir de la manija en la cual está siendo aplicada la carga, se consideran solidos isotrópicos, deformables homogéneos. Los cálculos se encuentran en el **ANEXO H**.

#### 7.3.6. Análisis por el método de elementos finitos de la fase de balanceo

Para la fase de balanceo se modificaron las cargas respectivamente. Se puede consultar en el **ANEXO I**.

---

<sup>30</sup> OATIS, Carol A. "Kinesiology: The mechanics and pathomechanics of human movement: Second edition". 2013.

## **8. DISEÑO METODOLÓGICO**

De las pruebas realizadas al prototipo se puede concluir para el análisis de marcha que es necesario cambiar la contera por una que permita simular la fase de balanceo del pie sano de una forma más fluida, ya que el balanceo ocurre muy rápido con la contera que tiene el prototipo inicial, el ángulo con el que la pierna se abre en la fase de apoyo es muy pequeño debido a la sensación de inseguridad que produce caminar con la ortesis solamente, para el nuevo dispositivo será necesario ensayar más la marcha para que no se presente este problema.

En cuanto al análisis de elementos finitos, gracias a la carga adicional que genera el apoyo auxiliar, se observa que la barra lateral superior puede fallar, además, se observa que este no es estético por lo que este apoyo podría ser eliminado o modificado a menos que no sea necesario implementarlo.

### **8.1. SÍNTESIS DE LAS MEJORAS QUE SE LE PUEDEN REALIZAR A LA ORTESIS**

En resumen, las mejoras que podrían implementarse en el dispositivo son las siguientes:

- Disminuir el peso del dispositivo.
- Aumentar el ángulo al cual está sometida la pierna afectada.
- Reubicar o eliminar el apoyo auxiliar del último prototipo.
- Mejorar la estética del dispositivo en pro de su funcionalidad.
- Rediseñar la forma en la que se coloca el dispositivo.
- Cambiar las barras laterales superiores por tubos.
- Cambiar el velcro de las correas por hebillas.
- Cambiar la contera.

### **8.2. ANÁLISIS DE MERCADO**

Existen dispositivos que son muletas manos libres al igual que el prototipo que se quiere mejorar, como antecedente principal se tiene el iWalk 2.0, en el cual se basa mayormente la ortesis analizada. Otros dispositivos también son comerciales o se

muestran solo como concepto de muleta manos libres, a continuación, se enlistan sus ventajas y desventajas para el rediseño.

### 8.2.1. iWalk 2.0 y iWalk 3.0<sup>31</sup>

Figura 15. iWalk 2.0 y iWalk 3.0



Fuente: <https://iwalk-free.com/>

Ventajas:

- Ajustable tanto superior como inferior.
- Fácil de colocar.
- Diseño de correas fácil de asegurar.
- La forma del apoyo donde va la contera es buena tanto para la marcha como para apoyarse y hacer actividades.
- El apoyo superior para la mano no concentrara las fuerzas en un solo lado.
- Sensación de seguridad.

Desventajas:

- La cantidad de piezas.
- El apoyo de la pierna está en un ángulo de 90°.

---

<sup>31</sup> iWalk free. "iWalk free" 2021. [En línea]. Disponible en: <https://iwalk-free.com/>. [Accedido: 9-Abr-2021].

### 8.2.2. Glaciar Torre/iWalk 1.0<sup>32</sup>

Figura 16. Muletas manos libres similares al iWalk 1.0



Fuente: <https://sites.google.com/site/glaciar Torre/ortopedia/bluetooth>

#### Ventajas:

- Se puede colocar fácilmente.
- Tiene pocas piezas.
- El apoyo superior para la mano no concentrara las fuerzas en un solo lado.

#### Desventajas

- El segundo ejemplo utiliza correas de velcro.
- Puede ser pesada por los materiales usados.
- No se puede ajustar la altura.
- El apoyo del suelo se ve endeble.

<sup>32</sup> Glaciar Torre. "Muleta "manos libres" 2012. [En línea]. Disponible en: <https://sites.google.com/site/glaciar Torre/ortopedia/bluetooth>. [Accedido: 9-Abr-2021].

### 8.2.3. Flex leg<sup>33</sup>

Figura 17. Los dos ejemplos de flex leg



Fuente: <https://www.itespresso.es/olvidate-de-las-muletas-con-la-pierna-extra-flex-leg-101162.html>

#### Ventajas:

- Se puede colocar fácilmente.
- En el segundo ejemplo, puede ser mejor para la marcha y dar más estabilidad al apoyarse.

#### Desventajas:

- En el primer ejemplo, puede fallar en el apoyo inferior.
- No se le puede ajustar el tamaño.
- La pierna se mantiene en un ángulo de 90°.

---

<sup>33</sup> IT espresso. "Olvídate de las muletas con la "pierna extra" Flex Leg" 2012. [En línea]. Disponible en: <https://www.itespresso.es/olvidate-de-las-muletas-con-la-pierna-extra-flex-leg-101162.html>. [Accedido: 9-Abr-2021].

#### 8.2.4. Swingo<sup>34</sup>

Figura 18. Muleta manos libres Swingo



Fuente: <https://www.tuvie.com/swingo-walking-aid-hands-free-walking-aid-for-a-temporary-leg-injured-user/>

#### Ventajas:

- Inclínada y ajustable.
- Se coloca fácilmente.
- Sensación de seguridad.
- Tamaño ajustable.
- La forma del apoyo donde va la contera es buena tanto para la marcha como para apoyarse y hacer actividades.
- Liviana.

#### Desventajas:

- La cantidad de piezas.

---

<sup>34</sup> Tuvie. "Swingo walking aid" 2015. [En línea]. Disponible en: <https://www.tuvie.com/swingo-walking-aid-hands-free-walking-aid-for-a-temporary-leg-injured-user/>. [Accedido: 9-Abr-2021].

### 8.2.5. Behance<sup>35</sup>

**Figura 19. Concepto de muleta manos libres encontrado en la página Behance**



Fuente: <https://www.behance.net/gallery/23424043/No-Hands-Crutch-Redesign>

Ventajas:

- Pocas piezas.
- Ligero.
- Angulo de la pierna ajustable.

Desventajas:

- Endeble.
- No se puede cambiar la altura.
- El apoyo en el suelo puede hacer que la persona se caiga.

---

<sup>35</sup> Behance. "No Hands Crutch-Redesign" 2015. [En línea]. Disponible en: <https://www.behance.net/gallery/23424043/No-Hands-Crutch-Redesign>. [Accedido: 9-Abr-2021].

### 8.2.6. Brightside<sup>36</sup>

**Figura 20. Concepto de muleta manos libres encontrado en la página Brightside**



Fuente: <https://brightside.me/inspiration-tips-and-tricks/28-design-ideas-that-gave-a-second-chance-to-ordinary-things-418310/>

#### Ventajas:

- Pocas piezas.
- Se puede colocar fácilmente.
- Ángulo de la pierna inclinado.
- La forma del apoyo donde va la contera puede ser óptima para la marcha y para apoyarse.

#### Desventajas:

- Endeble.
- No se puede cambiar la altura.

---

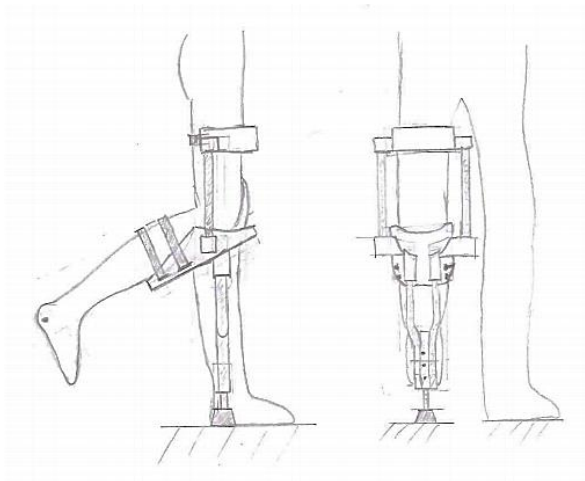
<sup>36</sup> Brightside. "28 Cool Design Ideas That Gave a New Life to Ordinary Things" 2020. [En línea]. Disponible en: <https://brightside.me/inspiration-tips-and-tricks/28-design-ideas-that-gave-a-second-chance-to-ordinary-things-418310/>. [Accedido: 9-Abr-2021].

### 8.3. DISEÑO DE LA ALTERNATIVA

Para las alternativas a diseñar se conserva la parte inferior de la ortesis ya que esta no presenta deficiencias, a excepción de la contera, la cual se elige por separado.

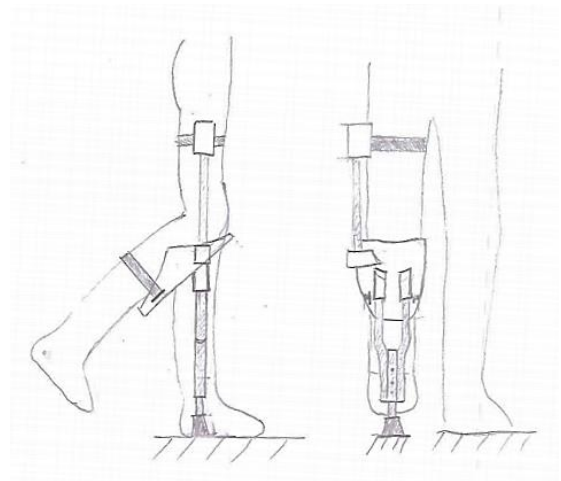
#### 8.3.1. Bocetos de la parte superior

**Figura 21. Opción A**



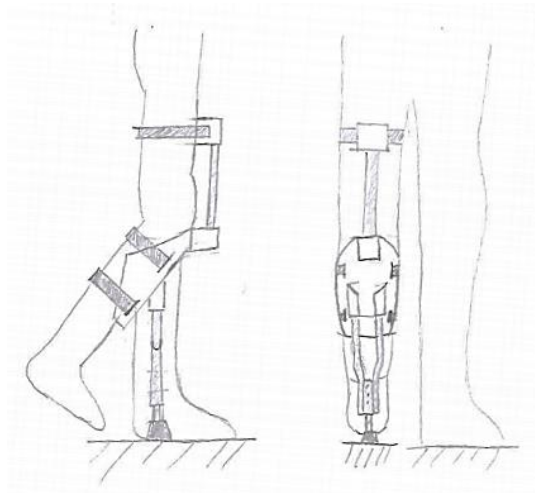
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 22. Opción B**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 23. Opción C**



Fuente: Autor(es) del proyecto

### 8.3.2 Pugh evaluation de los apoyos

Se realizó el Pugh evaluation para los nuevos bocetos, se utilizaron los mismos criterios de diseño del proyecto original<sup>37</sup>, ya que este ya había realizado el QFD correspondiente, en la tabla 3 se puede apreciar.

**Tabla 3. Pugh evaluation de la ortesis - ronda 1**

Alternativa de solución	Importancia	Original	Opcion A	Opcion B	Opcion C
Criterios de diseño					
Estetico y funcional	A	S	+1	+1	+2
Materiales	A	S	S	S	S
Manufactura	M	S	+1	-1	+2
Dimensiones, tolerancias y acabados	A	S	+1	+1	-1
Cinematica	B	S	S	S	S
Dinamica	B	S	S	S	S
Seguridad	M	S	+2	+1	+2
Costos	A	S	-1	+1	+1
Vida Util	M	S	S	S	S
Industriales	A	S	S	S	S
Legales	B	S	S	S	S
Positivos		S	4	3	6
Rango		S	2	3	1

Fuente: Autor(es) del proyecto

<sup>37</sup> QUIJANO LOPEZ, Fabián Andrés. "DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA PROTESIS DE APOYO PARA PERSONAS CON LESIONES EN LOS MIEMBROS INFERIORES DEBAJO DE RODILLA", Universidad Industrial de Santander, 2016.

### Conclusiones:

- Se conservan los mismos materiales ya que estos son los más ligeros para la construcción del dispositivo.
- Al aumentar el ángulo al que está sometida la pierna esta tiende a tocar el suelo al dar el paso, por lo que se prefiere que sea de 30° o menor.
- La opción B se descarta definitivamente por tener que hacer un dispositivo por pierna.
- La opción C utilizara menos material que la opción A en el apoyo superior.
- Por lo tanto, como la opción C es la que tiene el mayor puntaje, se opta por esta con la modificación de tener la pierna en un ángulo de 30° o menor para que cumpla con el criterio de dimensiones.
- Se le añade un segundo apoyo superior para mayor seguridad.

### 8.3.3. Alternativas de la contera o apoyo inferior

Para la selección y diseño del apoyo inferior de la ortesis se comparan los modelos favorables del análisis de mercado además de la contera de base triangular, la cual está disponible en Bucaramanga. Los modelos favorables fueron el apoyo del iwalk 3.0 el cual se observa en la figura 15, el apoyo extenso plano de la flexleg en la figura 17 (derecha), el apoyo ondulado del Swingo en la figura 18 y el apoyo del concepto de muleta manos libres recuperado de Brightside en la figura 20. En la tabla 4 se puede apreciar el Pugh evaluation de la contera.

**Figura 24. Contera de la ortesis por mejorar**



Fuente:

<https://www.ortopediayrehabilitacion.com/contera-turquesa-17mm-b453/>

**Figura 25. Contera de base triangular**



Fuente: <https://anduriell.es/hogar/que-tipos-de-conteras-existen-y-cual-elegir/>

**Tabla 4. Pugh evaluation de la contera - ronda 1**

Alternativa de solución	Importancia	Tradicional	Contera de base triangular	iWalk 3.0	Flexleg	Swingo	Brightside
Criterios de diseño							
Estetico y funcional	A	S	S	+1	+1	+1	-1
Materiales	A	S	S	-1	+1	-1	S
Manufactura	M	S	-1	-2	-1	+1	-3
Dimensiones, tolerancias y acabados	A	S	S	+2	+1	+1	-1
Cinematica	B	S	+1	+3	+2	+3	+1
Dinamica	B	S	S	+2	+2	+1	+1
Seguridad	M	S	+1	+2	+2	+2	-1
Costos	A	S	-1	-3	-2	-2	-2
Vida Util	M	S	+1	+2	-2	+1	+1
Industriales	A	S	+1	-2	+3	+3	+1
Legales	B	S	S	S	S	S	S
Positivos		S	2	4	7	10	-4
Rango		S	4	3	2	1	5

Fuente: Autor(es) del proyecto

**Conclusiones:**

- Un apoyo similar al del Swingo es el tipo de apoyo con mayor puntaje, por lo que se diseñara a partir de este.
- Sin embargo, se omite el amortiguador por costos y materiales involucrados para que así cumpla con los criterios de diseño.
- Por los puntajes altos obtenidos en ambos Pugh evaluations y como las modificaciones a la alternativa de mayor puntaje son mínimas (una o dos) solo se realizó una ronda para ambos casos.

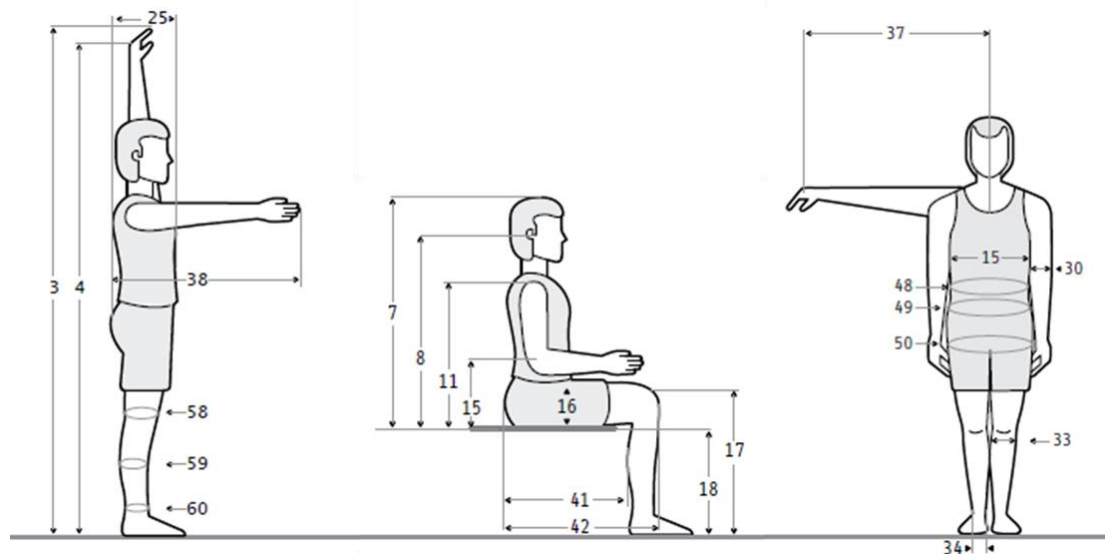
## 8.4. DISEÑO EN DETALLE

El diseño de la ortesis mejorada se hizo conservando la esencia de la forma del apoyo de la pierna, conservando los tubos que lo conectan con el apoyo inferior, las medidas principales se aplican de acuerdo con el libro “dimensiones antropométricas de población latinoamericana”<sup>38</sup>, los materiales utilizados para la ortesis se muestran con sus propiedades en la sección 8.4.2.

### 8.4.1. Medidas antropométricas utilizadas

Las medidas antropométricas utilizadas para la construcción de este dispositivo se muestran en la tabla 5.

**Tabla 5. Medidas antropométricas principales**



Numeral	Descripcion	Valor promedio (cm)
16	Altura del muslo	14,8
17	Altura de la rodilla	52,9
33	Anchura de la rodilla	9,6
42	Largura nalga - rodilla	57,2
58	Perimetro rodilla media	36,1

Fuente: R. Avila-chaurand, 2007.

<sup>38</sup> AVILA CHAURAND, Rosalio. PRADO LEÓN, Lilia R. GONZÁLEZ MUÑOZ, Elvia Luz. “Dimensiones antropométricas de población latinoamericana”, vol. 2, p 200, 201, 203. 2007.

#### 8.4.2. Materiales

Se utilizo aluminio por ser un material ligero, las piezas complejas se fabricaron utilizando impresión 3D en una impresora de alta resolución con una altura de capa de 150 micras, una precisión de la máquina de 0,052 mm y con PLA plus como material de impresión, sus propiedades se muestran a continuación:

**Tabla 6. Propiedades del aluminio 6061-T6**

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	69000.00067	N/mm <sup>2</sup>
Coefficiente de Poisson	0.33	N/D
Límite de tracción	310.0000021	N/mm <sup>2</sup>
Límite elástico	275.0000009	N/mm <sup>2</sup>
Módulo tangente		N/mm <sup>2</sup>
Coefficiente de expansión térmica	2.4e-05	/K
Densidad de masa	2700	kg/m <sup>3</sup>
Factor de endurecimiento	0.85	N/D

Fuente: Solidworks 2018

**Tabla 7. Propiedades del PLA plus**

<b>Print Temp (°C)</b>	205-225
<b>Bed Temp(°C)</b>	60-80
<b>Density(g/cm<sup>3</sup>)</b>	1.24
<b>Heat Distortion Temp (°C,0.45MPa)</b>	52
<b>Melt Flow Index (g/10min)</b>	4 (190°C/2.16kg)
<b>Tensile Strength (MPa)</b>	65
<b>Elongation at Break (%)</b>	12
<b>Flexural Strength (MPa)</b>	75
<b>Flexural Modulus (MPa)</b>	2102
<b>IZOD Impact Strength (kJ/m<sup>2</sup>)</b>	8.5

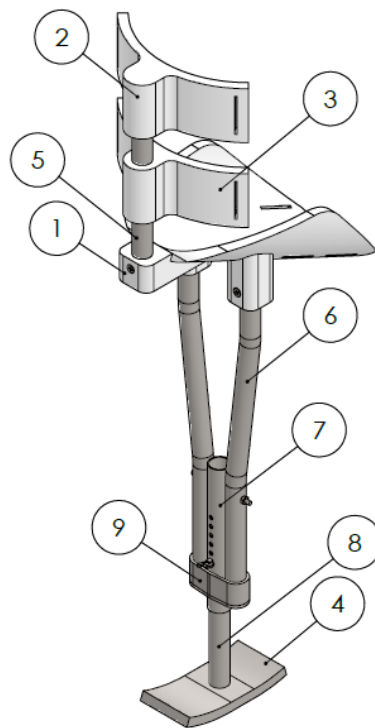
Fuente:

[https://www.esun3d.net/UploadFiles/Download/MSDS\\_Esun\\_PLA\\_PLUS\\_filament.pdf](https://www.esun3d.net/UploadFiles/Download/MSDS_Esun_PLA_PLUS_filament.pdf)

### 8.4.3. Ortesis de rehabilitación del miembro inferior mejorada

A continuación, se muestra la propuesta de la ortesis mejorada con las partes que la componen:

**Figura 26. Propuesta de ortesis mejorada**



Fuente: Autor(es) del proyecto

1. Soporte inferior: Soporte en el cual se apoya la rodilla y parte de la pierna, está sometida a un ángulo de 25° y tiene 4 ranuras para correas, lleva material acolchado para apoyar la pierna cómodamente.
2. Soporte superior: Soporte en el que se apoya la parte superior de la pierna, con dos ranuras para correas, facilita la forma de ponerse el dispositivo y tiene menos masa que el soporte de la ortesis anterior, lleva material acolchado para apoyar la pierna cómodamente.
3. Segundo soporte superior: Tiene las mismas características del soporte superior, pero va atravesado por el tubo superior, ofrece mayor seguridad y agarre para la parte superior de la pierna.

4. Apoyo inferior: Soldado al tubo inferior, es el contacto del dispositivo con el suelo, tiene debajo caucho para tener más adherencia con el suelo, su forma curva permite que la marcha sea más fluida al hacer que la fase de balanceo en la pierna sana dure más.
5. Tubo superior: Conecta el soporte inferior con el soporte superior.
6. Tubos laterales: Conectan el soporte inferior con la camisa del tubo inferior.
7. Camisa del tubo inferior: Permite variar la altura a la cual está sometido el dispositivo.
8. Tubo inferior: Conecta el apoyo inferior con el resto del dispositivo, esta soldado a este.
9. Soporte de tubos: Le da más estabilidad a la unión entre la camisa y los tubos laterales
10. Hebillas de pvc: Utilizadas en las correas para dar mayor seguridad y agarre al dispositivo, el dispositivo utiliza 4 en total.

**Figura 27. Hebilla de pvc**



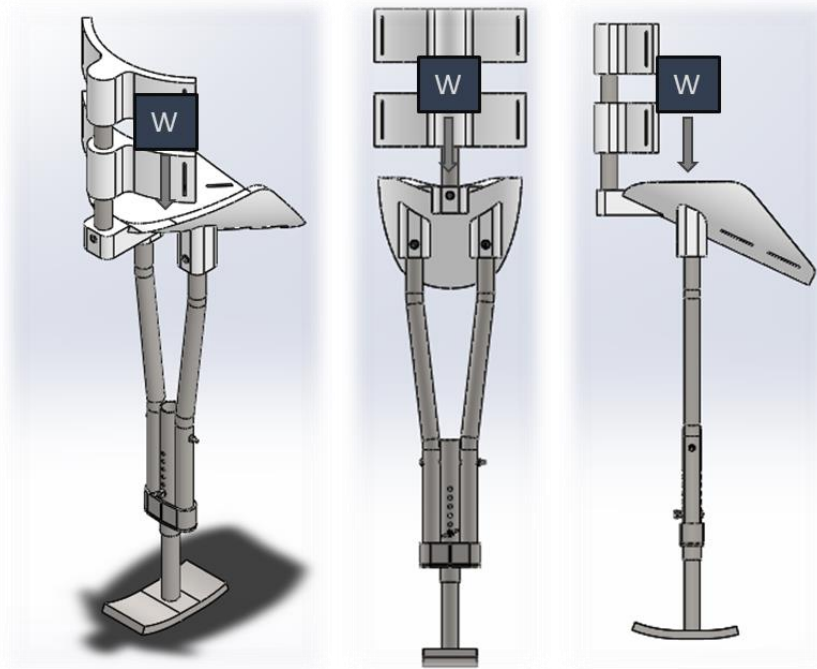
Fuente: [https://mlstaticquic-a.akamaihd.net/20-pack-1-pulgada-lado-liberacion-hebillas-de-plastico-n-D\\_NQ\\_NP\\_610605-MLU27712173230\\_072018-F.jpg](https://mlstaticquic-a.akamaihd.net/20-pack-1-pulgada-lado-liberacion-hebillas-de-plastico-n-D_NQ_NP_610605-MLU27712173230_072018-F.jpg)

## 9. PRUEBAS CON EL PRIMER PROTOTIPO

### 9.1. ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

Con las modificaciones hechas al prototipo, se replantea la carga máxima en el mismo instante en el que se había calculado anteriormente en la sección 7.3.1. Planteamiento de la carga la modificación de que ya no se tendrá en cuenta un apoyo auxiliar externo, por lo que solo se analizará la fase de apoyo, como se muestra en la figura 28.

**Figura 28. Diagrama de cuerpo libre del nuevo prototipo**



Fuente: Autor(es) del proyecto

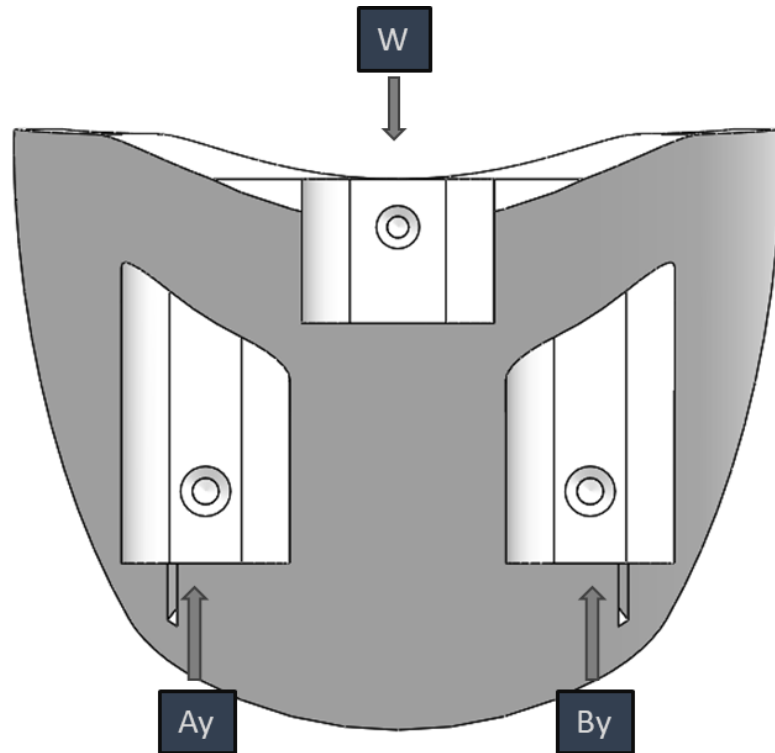
#### 9.1.1. Cálculos manuales

Nuevamente se consideran sólidos isotrópicos, deformable homogéneos. Se calculan los esfuerzos a los que está sometido el dispositivo con la carga mostrada.

##### 9.1.1.1. Soporte inferior

Se calcula la estática del soporte inferior para obtener las reacciones de las barras laterales, el diagrama de cuerpo libre se muestra en la figura 29.

Figura 29. Diagrama de cuerpo libre del soporte inferior



Fuente: Autor(es) del proyecto

Datos:

$$W = 135 \text{ kg} \times g \times 110\%$$

$$g = 9,81 \text{ m/s}^2$$

Estática:

Sumatoria de fuerzas en Y = 0

$$Ay + By + W = 0$$

Por simetría  $Ay = By$

Resultados:

$$W = 1457 \text{ N}$$

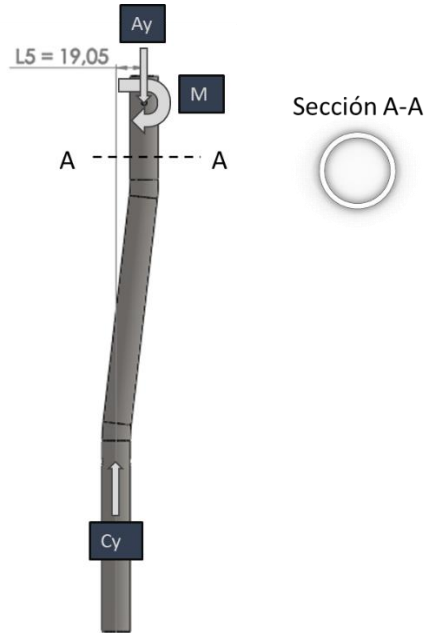
$$Ay = 728,39 \text{ N}$$

$$By = 728,39 \text{ N}$$

### 9.1.1.2. Tubo lateral inferior

Tubo de aluminio 6061-T6, de módulo de Young equivalente a 69000 MPa.

**Figura 30. Diagrama de cuerpo libre del tubo lateral inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Datos:

$$A_y = 728,39 \text{ N}$$

$$L_5 = 19,05 \text{ mm}$$

$$E = 69000 \text{ MPa}$$

$$t = 1,321 \text{ mm}$$

$$D_{ext} = 19,05 \text{ mm}$$

Estática:

Sumatoria de fuerzas en Y = 0

$$A_y + C_y = 0$$

Sumatoria de momentos en E = 0

$$C_y \times L_5 + M = 0$$

Esfuerzo axial:

$$D_{int} = D_{ext} - 2 \times t$$

$$A = \frac{\pi}{4} (D_{ext}^2 - D_{int}^2)$$

$$\sigma_{axial} = \frac{A_y}{A}$$

Esfuerzo flector:

$$I_z = \frac{\pi}{64} (D_{ext}^4 - D_{int}^4)$$

$$C = D_{ext}/2$$

$$\sigma_{flex} = \frac{M \times C}{I_z}$$

$$\sigma_{total} = \sigma_{axial} + \sigma_{flex}$$

Resultados:

$$C_y = 728,39 \text{ N}$$

$$M = 13876 \text{ Nmm}$$

$$D_{int} = 16,41 \text{ mm}$$

$$A = 73,58 \text{ mm}^2$$

$$I_z = 2907 \text{ mm}^4$$

$$C = 9,525 \text{ mm}$$

$$\sigma_{axial} = 9,9 \text{ MPa}$$

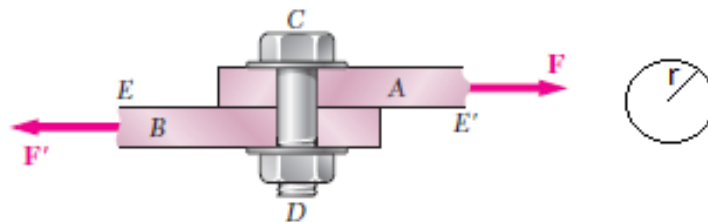
$$\sigma_{flex} = 45,47 \text{ MPa}$$

$$\sigma_{total} = 55,37 \text{ MPa}$$

### 9.1.1.3. Perno del tubo inferior

El perno que conecta la camisa con el tubo inferior está sometido a una carga de 917,235 N, se calcula a continuación su esfuerzo cortante

**Figura 31. Diagrama del perno**



Fuente: Mecánica de materiales Beer

Datos:

$$r = 2,25 \text{ mm}$$

$$F = 1457 \text{ N}$$

Esfuerzo cortante:

$$A = \pi \times r^2$$

$$\tau_{max} = \frac{F}{A}$$

Resultados:

$$A = 15,9 \text{ mm}^2$$

$$\tau_{max} = 91,61 \text{ MPa}$$

### 9.1.1.4. Camisa del tubo inferior

Para la camisa del tubo inferior se realiza el análisis de elementos finitos manual utilizando el método del resorte, se trata de una barra empotrada en sus dos extremos, hecha de aluminio 6061-T6 con agujeros de radio equivalente a 2,25 mm, diagrama de cuerpo libre en la figura 32.

Figura 32. Diagrama de cuerpo libre de la camisa



Fuente: Autor(es) del proyecto

Datos:

$$r = 2,25 \text{ mm}$$

$$D_y = 1457 \text{ N}$$

$$D_{ext} = 22,23$$

$$D_{int} = 19,28$$

$$E = 69000 \text{ MPa}$$

$$L = 160 \text{ mm}$$

Estática:

Sumatoria de fuerzas en Y = 0

$$D_y + E_y = 0$$

Esfuerzo axial:

$$A = \frac{\pi}{4} (D_{ext}^2 - D_{int}^2)$$

$$\sigma_{axial} = \frac{D_y}{A}$$

Pandeo:

$$I = \frac{\pi}{64} (D_{ext}^4 - D_{int}^4)$$

$$L_e = 0,7 \times L$$

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 \times E \times I}{L_e^2}$$

Resultados:

$$E_y = 1457 \text{ N}$$

$$A = 96,18 \text{ mm}^2$$

$$\sigma_{axial} = 15,15 \text{ MPa}$$

$$I = 1657 \text{ mm}^4$$

$$L_e = 112 \text{ mm}$$

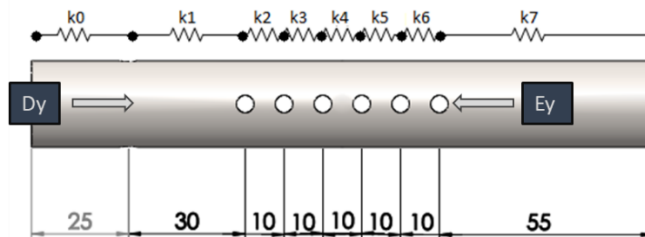
$$P_{cr} = 89944 \text{ N}$$

De los resultados se puede apreciar que la condición de pandeo no aplica para este elemento ya que la carga máxima a la que está sometido es menor a la carga crítica de pandeo.

Deformaciones:

Nuevamente se realiza el mismo proceso que en la sección 7.3.2.7. **Camisa del tubo inferior** con las modificaciones a la geometría que se pueden apreciar en la figura 33.

**Figura 33. Camisa del tubo inferior analizada por el método del resorte**



Fuente: Autor(es) del proyecto

La constante de rigidez se calcula utilizando la siguiente ecuación

$$k = \frac{A \times E}{L}$$

A su vez, para los orificios, se tiene en cuenta nuevamente la integral planteada en el **ANEXO F** para el área.

Por lo tanto, la constante de rigidez para cada elemento teniendo en cuenta su longitud será:

$k_0 = 265444 \text{ N/mm}$	$k_4 = 571277 \text{ N/mm}$
$k_1 = 190426 \text{ N/mm}$	$k_5 = 571277 \text{ N/mm}$
$k_2 = 571277 \text{ N/mm}$	$k_6 = 571277 \text{ N/mm}$
$k_3 = 571277 \text{ N/mm}$	$k_7 = 120657 \text{ N/mm}$

La matriz de rigidez para los ocho elementos se plantea a continuación:

$$[k] = \begin{bmatrix} k_0 & -k_0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -k_0 & k_0 + k_1 & -k_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -k_1 & k_1 + k_2 & -k_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -k_2 & k_2 + k_3 & -k_3 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -k_3 & k_3 + k_4 & -k_4 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -k_4 & k_4 + k_5 & -k_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_5 & k_5 + k_6 & -k_6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_6 & k_6 + k_7 & -k_7 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_7 & k_7 \end{bmatrix}$$

Por ende, resolviendo para  $F = [k] \cdot [u]$  y aplicando las condiciones de contorno, tendremos que los desplazamientos en los nodos serán:

$$u = u_{n-1} + \frac{F}{K}$$

$$u_0 = 0,005489 \text{ mm} \quad u_4 = 0,02079 \text{ mm}$$

$$u_1 = 0,01314 \text{ mm} \quad u_5 = 0,02334 \text{ mm}$$

$$u_2 = 0,01569 \text{ mm} \quad u_6 = 0,02589 \text{ mm}$$

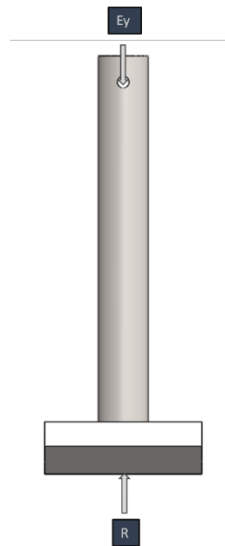
$$u_3 = 0,01824 \text{ mm} \quad u_7 = 0,03797 \text{ mm}$$

$$u_8 = 0,03797 \text{ mm}$$

### 9.1.1.5 Apoyo inferior

Tubo de aluminio 6061-T6 sometido a una carga de 1457 N, el tubo esta soldado a una placa de 10 mm de espesor, se considera que el elemento está sometido solamente a carga axial como se muestra en la figura 34.

**Figura 34. Diagrama de cuerpo libre del apoyo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Datos:

$$r = 2,25 \text{ mm}$$

$$E_y = 1457 \text{ N}$$

$$D_{ext} = 19,05$$

$$t = 1,3208$$

$$E = 69000 \text{ MPa}$$

$$\sigma_y = 275 \text{ MPa}$$

$$L = 150 \text{ mm}$$

Estática:

Sumatoria de fuerzas en Y = 0

$$E_y + R = 0$$

Esfuerzo axial:

$$D_{int} = D_{ext} - 2 \times t$$

$$A = \frac{\pi}{4} (D_{ext}^2 - D_{int}^2)$$

$$\sigma_{axial} = \frac{E_y}{A}$$

Pandeo:

$$I = \frac{\pi}{64} (D_{ext}^4 - D_{int}^4)$$

$$L_e = 0,7 \times L$$

De los resultados se puede apreciar que la condición de pandeo no aplica para este elemento ya que la carga máxima a la que está sometido es menor a la carga crítica de pandeo.

Soldadura:<sup>39</sup>

Se soldará un tubo y una placa de aluminio 6061-T6, los cuales usan un electrodo tipo ER4043, el cual tiene una resistencia a la tensión equivalente a 227 MPa. Se considera la soldadura como una línea.

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 \times E \times I}{L_e^2}$$

Deformación:

$$\sigma_{axial} = E \varepsilon$$

$$\delta = \varepsilon \times L$$

Factor de seguridad

$$N = \frac{\sigma_y}{\sigma_{axial}}$$

Resultados:

$$R = 1457 \text{ N}$$

$$D_{int} = 16,41 \text{ mm}$$

$$A = 73,57 \text{ mm}^2$$

$$\sigma_{axial} = 19,81 \text{ MPa}$$

$$I = 925,2 \text{ mm}^4$$

$$L_e = 105 \text{ mm}$$

$$P_{cr} = 57146 \text{ N}$$

$$\varepsilon = 0,000287$$

$$\delta = 0,04306 \text{ mm}$$

$$N = 6,311$$

<sup>39</sup> NORTON, Robert L. "Diseño De Maquinas Un Enfoque Integrado", pp. 789 – 818, 2006.

Datos:

$$P = 1457 \text{ N}$$

$$D_{ext} = 19,05$$

$$E_{xx} = 227 \text{ Mpa}$$

$$\sigma_y = 275 \text{ MPa}$$

Ancho mínimo de filete ( $w$ ):

$$fn = \frac{P}{Aw}$$

$$\tau_{perm} = 0,3 \times E_{xx}$$

$$Aw = \pi \times D_{ext}$$

$$t = \frac{fn}{\tau_{perm}}$$

$$w = \frac{t}{\cos(45)}$$

Resultados:

$$fn = 24,35 \text{ N/mm}$$

$$\tau_{perm} = 68,1 \text{ MPa}$$

$$Aw = 59,85 \text{ mm}$$

$$t = 0,3575 \text{ mm}$$

$$w = 0,5056 \text{ mm}$$

Como la placa es de 10 mm, el ancho mínimo  $w$  será igual a 5 mm

Factor de seguridad:

$$\tau_{xy} = \frac{P}{Af}$$

$$Af = \frac{\pi}{4} \times ((D_{ext} + 2w)^2 - D_{ext}^2)$$

$$\sigma_{ys} = 0,577 \times \sigma_y$$

$$N_s = \frac{\sigma_{ys}}{\tau_{xy}}$$

Resultados:

$$\tau_{xy} = 3,857 \text{ MPa}$$

$$Af = 377,8 \text{ mm}^2$$

$$\sigma_{ys} = 158,7 \text{ MPa}$$

$$N_s = 41,14$$

Por lo tanto, con un ancho de soldadura igual a 5 mm, el factor de seguridad de la soldadura será de 41,14 bajo la carga a la cual la pieza se encuentra sometida, por lo que este no fallará.

### 9.1.2. Análisis por el método de elementos finitos

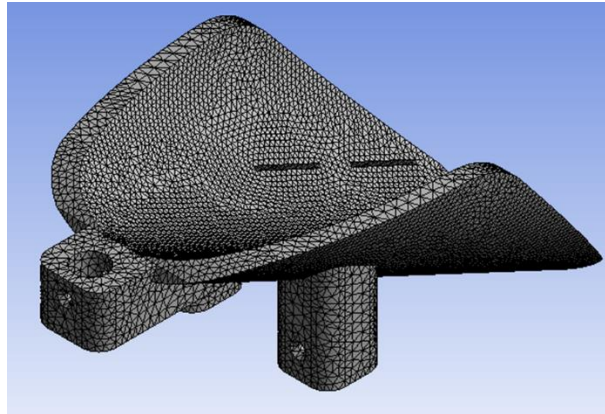
Se volvió a realizar el análisis de elementos finitos en el software Ansys, igual que en las secciones 7.3.3. Análisis por el método de elementos finitos y 7.3.6. Análisis por el método de elementos finitos de la fase de balanceo

#### 9.1.2.1. Soporte inferior

Al igual que con la pieza de la ortesis original, para el soporte inferior no se realizaron seccionamientos ni alteraciones en su geometría, se usó un mallado tetraédrico por la complejidad de la pieza, el cual dio una calidad de malla mala.

Como condiciones de contorno se tiene una fuerza de 1457 N en la zona de apoyo de la rodilla, dos soportes fijos en donde van los tubos laterales inferiores, y un apoyo en donde va el tubo que conecta con el apoyo superior. Con estas condiciones de contorno se obtiene una deformación máxima de 0,81263 mm.

**Figura 35. Mallado del soporte inferior nuevo**



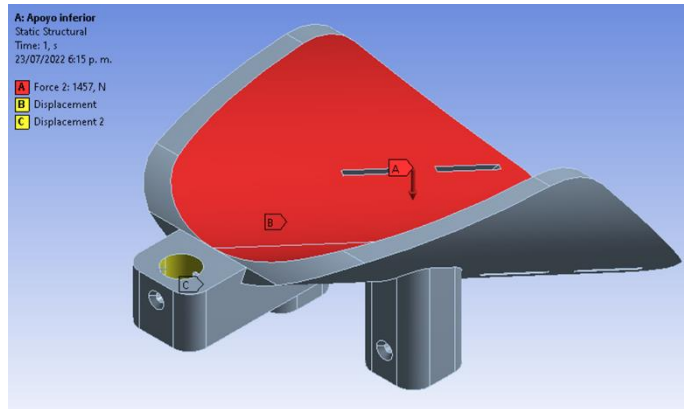
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Tabla 8. Estadísticas de mallado del soporte inferior**

Estadísticas de mallado					
Nodos			107885		
Numero de Elementos			64240		
Calidad del elemento		Asimetria		Calidad ortogonal	
Min	0,11848	Min	1,52E-02	Min	9,21E-07
Max	0,99993	Max	0,99005	Max	0,98485
Promedio	0,785	Promedio	6,82E-01	Promedio	0,31619
Desviacion	1,14E-01	Desviacion	1,59E-01	Desviacion	1,62E-01

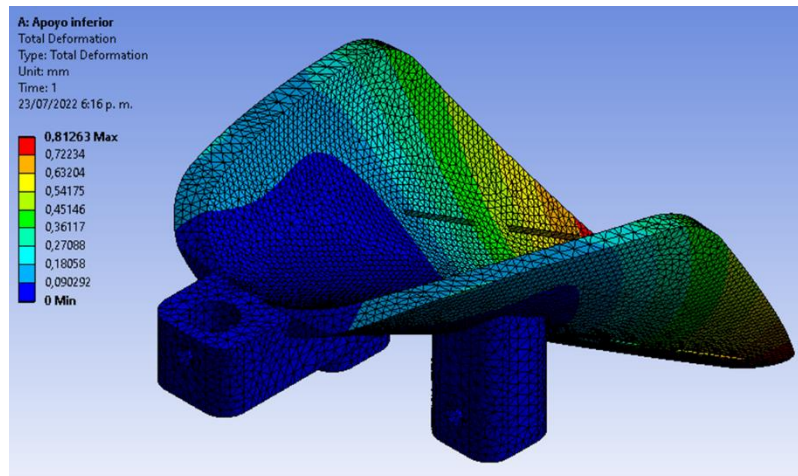
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 36. Condiciones de contorno del soporte inferior nuevo**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 37. Deformación del soporte inferior nuevo**

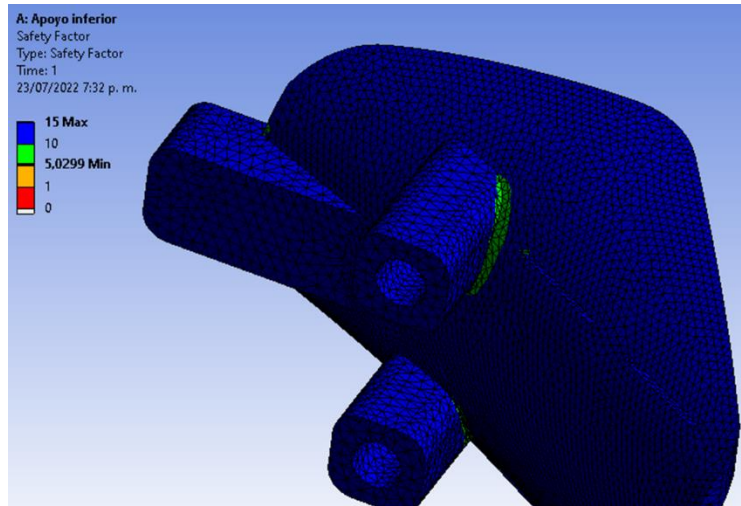


Fuente: Autor(es) del proyecto

El factor de seguridad mínimo de esta pieza bajo las condiciones dadas es de 5,0299 por lo que, según el anterior trabajo<sup>40</sup> se cumple un factor de seguridad mínimo de 2,5. El esfuerzo máximo en esta pieza es de 8,2307 MPa.

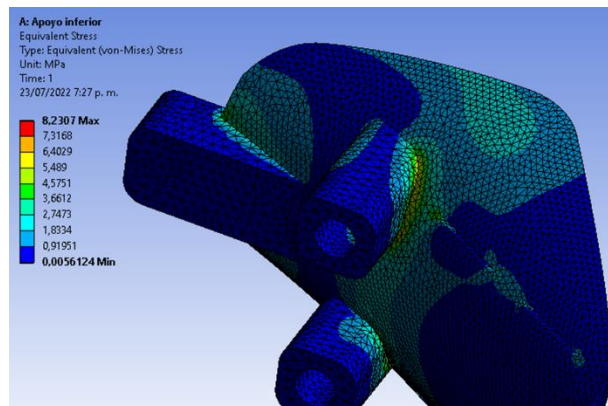
<sup>40</sup> QUIJANO LOPEZ, Fabián Andrés. “DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA PROTESIS DE APOYO PARA PERSONAS CON LESIONES EN LOS MIEMBROS INFERIORES DEBAJO DE RODILLA”, Universidad Industrial de Santander, 2016.

**Figura 38. Factor de seguridad del soporte inferior nuevo**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 39. Esfuerzo máximo en el soporte inferior nuevo**



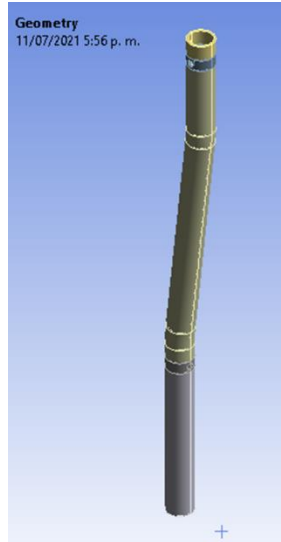
Fuente: Autor(es) del proyecto

#### **9.1.2.2. Tubo lateral inferior**

Como la pieza presenta cambios en su geometría (el agujero que conecta con el soporte inferior), se volvió a realizar el mallado; los seccionamientos y otras cargas que tuviera se cambiaron correspondientes con el nuevo caso, se siguió utilizando la opción de esfera de influencia en edge sizing para que abarcara toda la sección donde se encontraban los agujeros y para el resto del cuerpo se utilizó multizone,

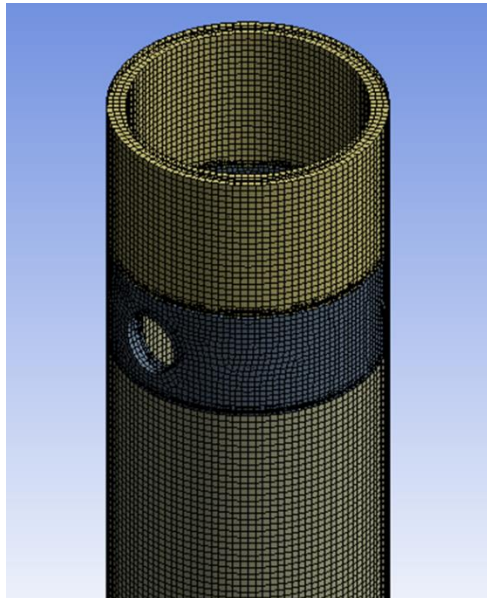
la malla resultante es de una calidad buena considerando el promedio que resulto en las tres métricas (tabla 9).

**Figura 40. Geometría del tubo lateral inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 41. Mallado del tubo lateral inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Tabla 9. Estadísticas de mallado del tubo lateral inferior**

Estadísticas de mallado					
Nodos			1390925		
Numero de Elementos			277167		
Calidad del elemento		Asimetria		Calidad ortogonal	
Min	0,62007	Min	1,36E-02	Min	0,62069
Max	1	Max	0,77164	Max	0,99989
Promedio	0,97986	Promedio	2,45E-02	Promedio	0,99737
Desviacion	2,31E-02	Desviacion	3,90E-02	Desviacion	1,32E-02

Fuente: Autor(es) del proyecto

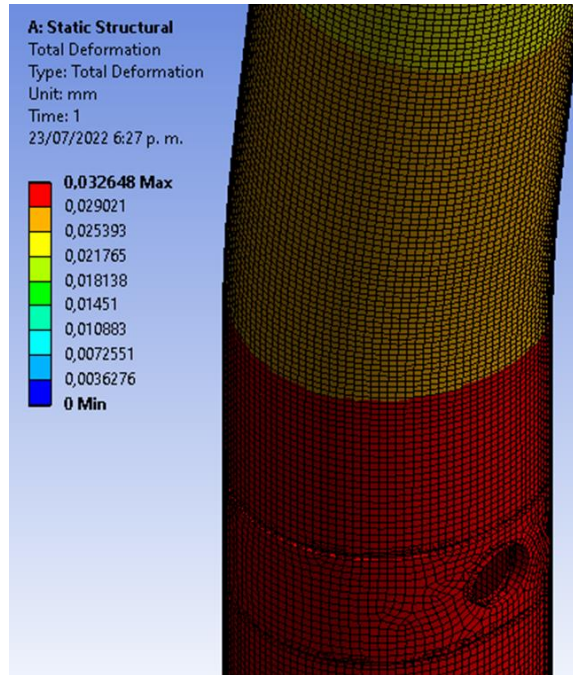
Las condiciones de contorno de la pieza son un apoyo fijo donde conecta con el soporte inferior, una fuerza de 728,39 N correspondiente con la estática del problema y una restricción por todo el interior del tubo que solo considerara desplazamientos verticales. Con estas condiciones de contorno se obtiene una deformación máxima de 0,032648 mm alrededor de donde esta aplicada la fuerza, un factor de seguridad mínimo de 7,5602 el cual es aceptable y un esfuerzo máximo de 37,036 MPa.

**Figura 42. Condiciones de contorno del tubo lateral inferior**



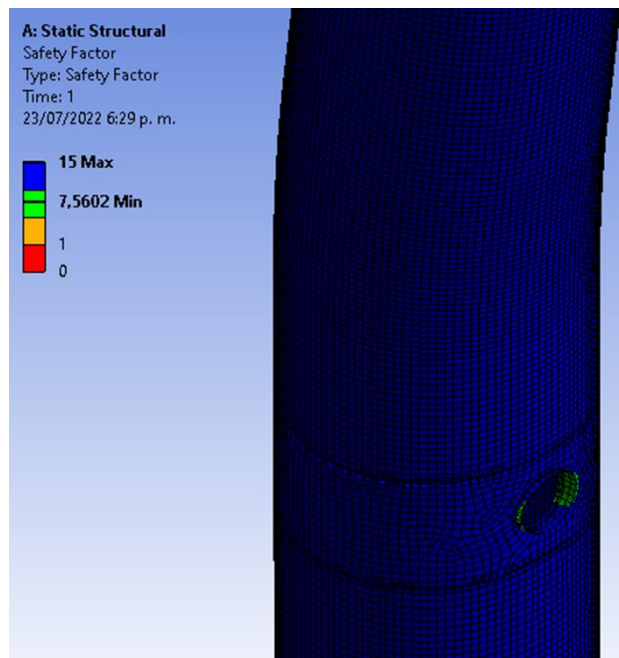
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 43. Deformación del tubo lateral inferior**



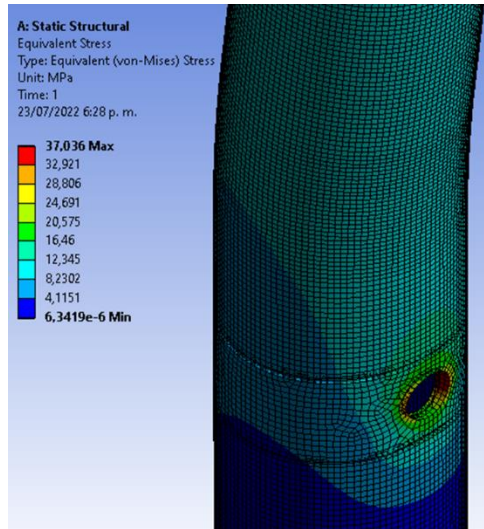
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 44. Factor de seguridad del tubo lateral inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 45. Esfuerzo máximo en el tubo lateral inferior**

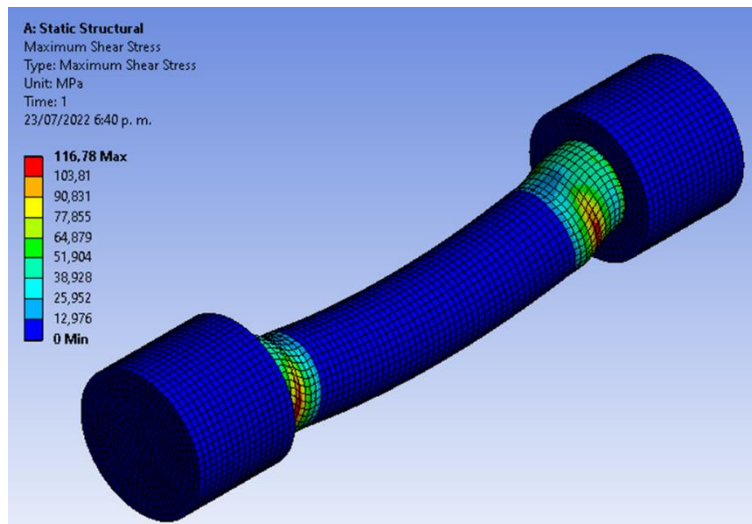


Fuente: Autor(es) del proyecto

### 9.1.2.3. Perno del tubo inferior

La geometría y el mallado del perno son iguales a los de la sección 7.3.3.6. **Perno del tubo inferior** por lo que no hay cambios, se muestra nuevamente el esfuerzo cortante máximo en el perno bajo la condición de carga dada.

**Figura 46. Esfuerzo cortante máximo en el perno**

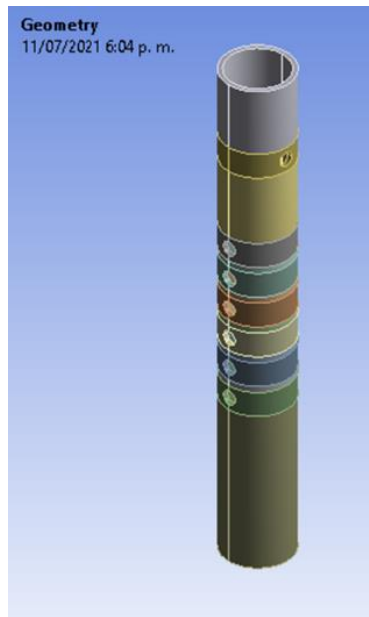


Fuente: Autor(es) del proyecto

#### 9.1.2.4. Camisa del tubo inferior

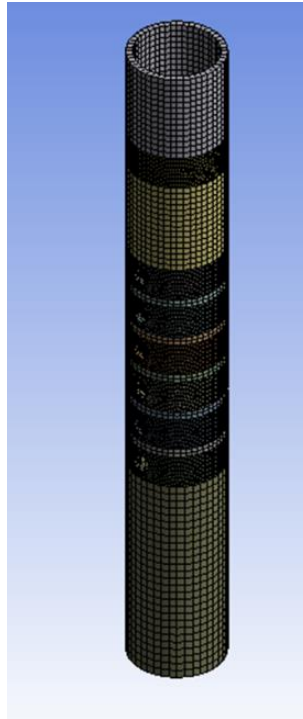
Como cambio la geometría de la camisa se hizo nuevamente el procedimiento de mallado, se secciono en 15 partes para que fuera más sencillo este, se utilizaron las herramientas de multizone y Edge sizing, esta última con esfera de influencia para mejorar el mallado en los puntos donde estaban los agujeros, la malla obtenida es buena según las métricas de calidad utilizadas.

**Figura 47. Geometría de la camisa del tubo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 48. Mallado de la camisa del tubo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

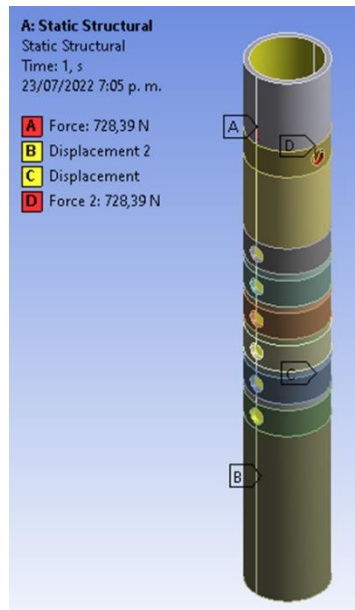
**Tabla 10. Estadísticas de mallado de la camisa del tubo inferior**

Estadísticas de mallado					
Nodos			196810		
Numero de Elementos			35602		
Calidad del elemento		Asimetria		Calidad ortogonal	
Min	0,75151	Min	1,73E-02	Min	0,74067
Max	0,99997	Max	6,17E-01	Max	0,99981
Promedio	0,96658	Promedio	8,53E-02	Promedio	0,98867
Desviacion	3,11E-02	Desviacion	9,13E-02	Desviacion	2,46E-02

Fuente: Autor(es) del proyecto

En las condiciones de contorno se tienen 2 fuerzas de 728,39 N que conectan a la camisa con los tubos laterales para un total de 1457 N aproximadamente que son los obtenidos en los cálculos manuales, un apoyo en el último agujero de la camisa y una restricción que solo permite desplazamiento vertical.

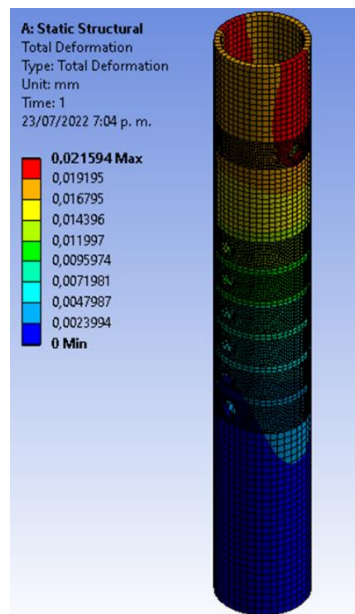
**Figura 49. Condiciones de contorno de la camisa del tubo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

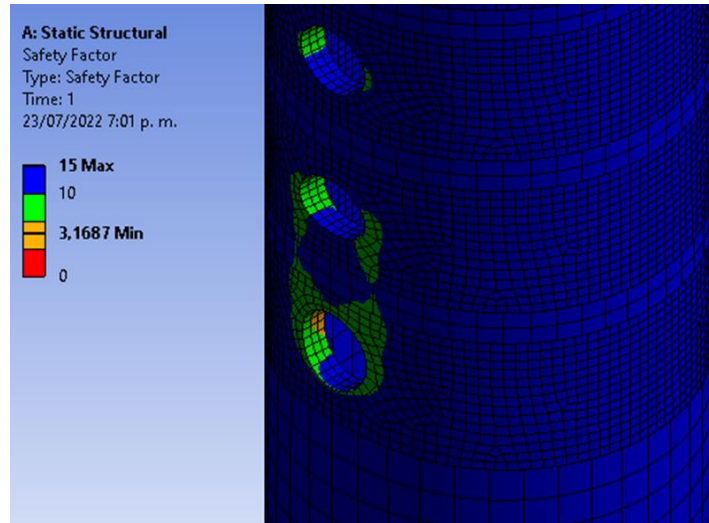
Con estas condiciones de contorno se obtiene una deformación de 0,021594 mm un factor de seguridad mínimo de 3,1687 y un esfuerzo máximo de 88,364 MPa.

**Figura 50. Deformación de la camisa del tubo inferior**



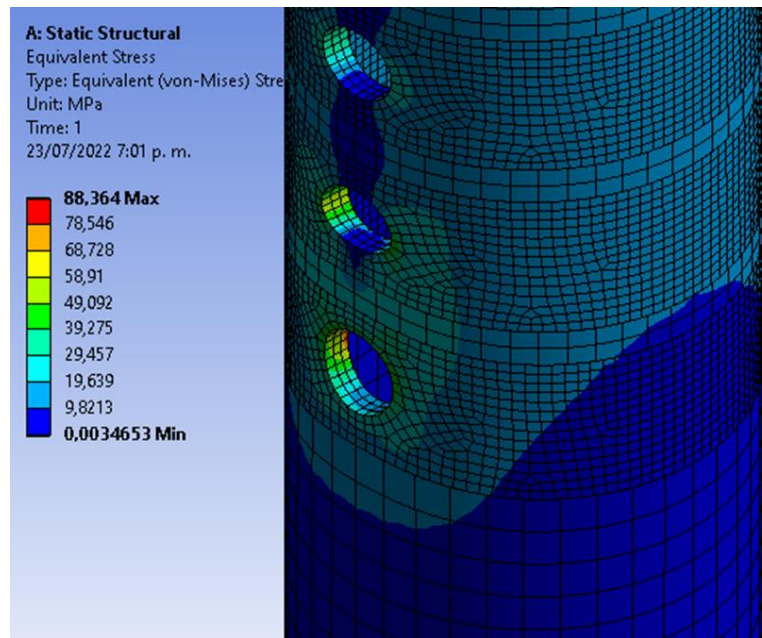
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 51. Factor de seguridad de la camisa del tubo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 52. Esfuerzos en la camisa del tubo inferior**

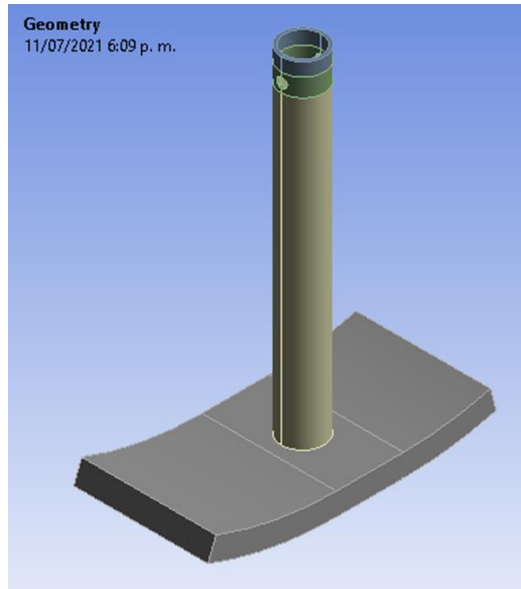


Fuente: Autor(es) del proyecto

#### 9.1.2.5. Apoyo inferior

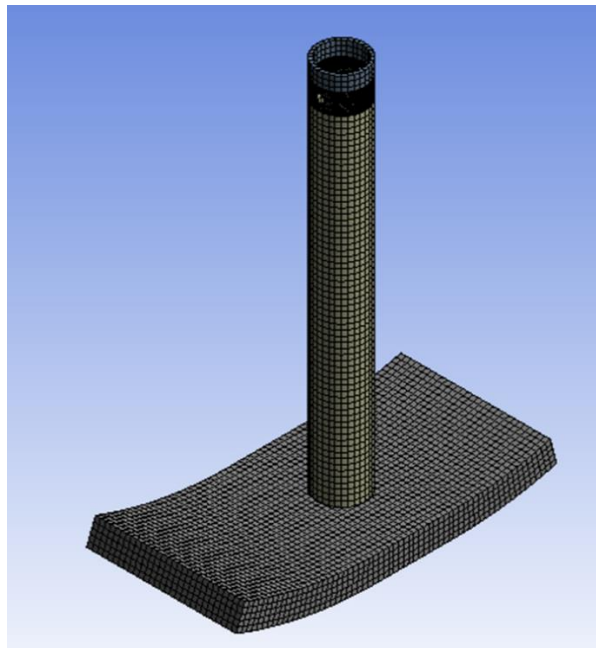
Se secciono en el agujero que conecta el tubo inferior con la camisa y se utilizaron las herramientas de multizone y Edge sizing, obteniendo una malla de buena calidad

**Figura 53. Geometría del apoyo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 54. Mallado del apoyo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

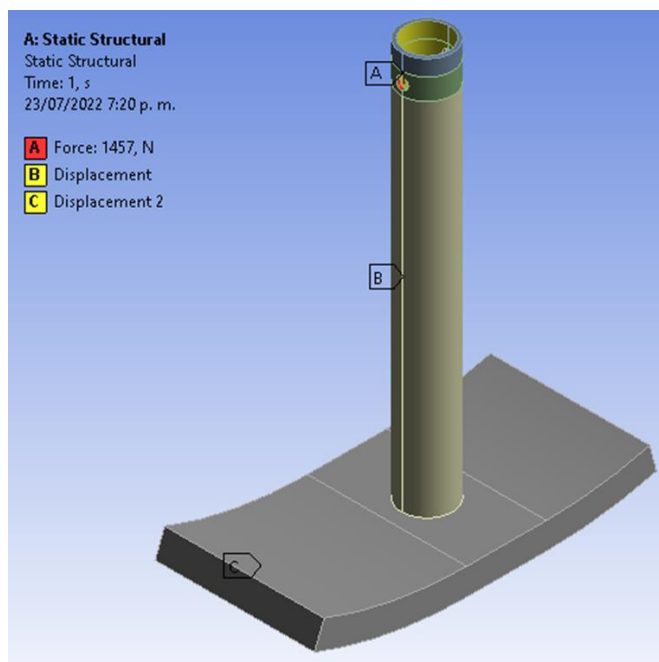
**Tabla 11. Estadísticas de mallado del apoyo inferior**

Estadísticas de mallado					
Nodos			84214		
Numero de Elementos			16006		
Calidad del elemento		Asimetria		Calidad ortogonal	
Min	0,39761	Min	1,31E-10	Min	0,67397
Max	1	Max	0,64368	Max	1
Promedio	0,97032	Promedio	4,63E-02	Promedio	0,99349
Desviacion	5,02E-02	Desviacion	7,79E-02	Desviacion	2,11E-02

Fuente: Autor(es) del proyecto

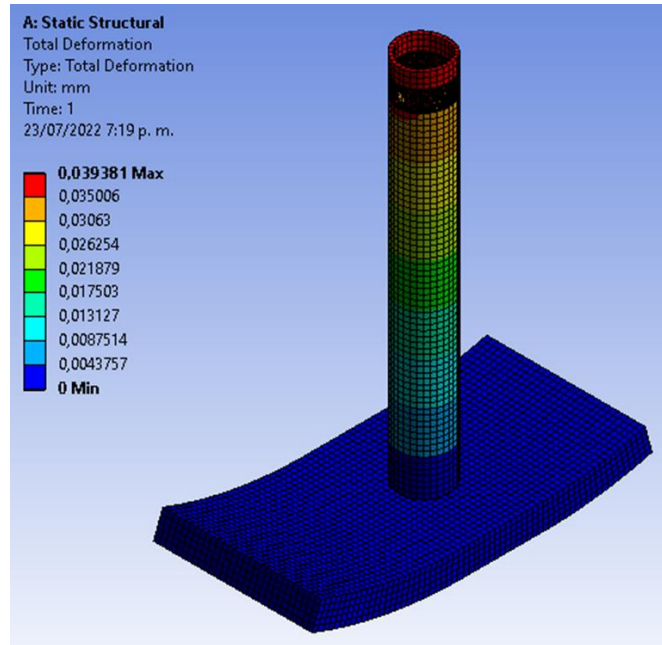
Las condiciones de contorno utilizadas fueron una fuerza aplicada en los agujeros que conectan el tubo con su camisa de 1457 N, la cual fue obtenida en los cálculos manuales, un apoyo en la parte (suelo) y una restricción que solo permite desplazamientos verticales, que son los relevante en el análisis. Se obtuvo una deformación máxima de 0,039381 mm la cual es cercana a la obtenida en los cálculos manuales (0,0271 mm), un factor de seguridad de 3,7038 que indica que la pieza no fallara bajo estas condiciones y un esfuerzo máximo de 75,599 MPa.

**Figura 55. Condiciones de contorno del apoyo inferior**



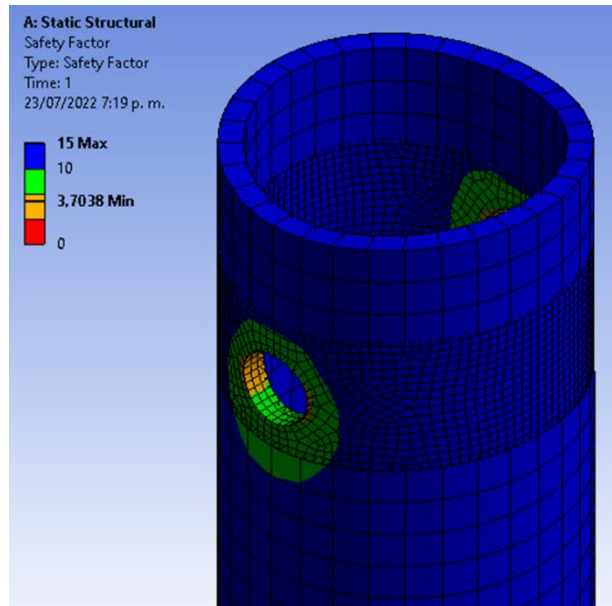
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 56. Deformaciones del apoyo inferior**



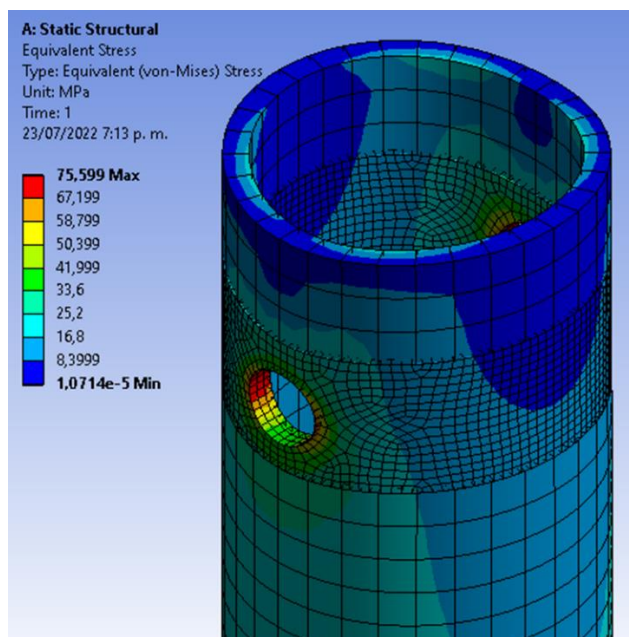
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 57. Factor de seguridad del apoyo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 58. Esfuerzos en el apoyo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

## 9.2. ANÁLISIS DE MARCHA

Se siguió el procedimiento de la sección 7.1. pero esta vez se realizó el análisis para tres casos según el tipo de contera que utilizaba el usuario, contera normal, contera triangular o el apoyo curvo que se diseñó basado en el apoyo del Swingo. Las pruebas se realizaron con tres personas, para un total de doce análisis de marcha diferentes incluyendo la marcha normal, las características físicas de estas personas se muestran a continuación:

**Tabla 12. Características de los sujetos de prueba**

	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3
• Estatura:	1,75 cm	1,75 cm	1,80 cm
• Peso:	95 kg	84 kg	95 kg
• Género:	masculino	masculino	masculino
• Edad:	24 años	23 años	24 años

No presentaban ninguna patología al momento de realizar las pruebas.

Fuente: Autor(es) del proyecto

### 9.2.1. Parámetros generales de las pruebas de marcha

Se registraron los parámetros generales de marcha en tres tablas diferentes (una por cada sujeto de pruebas, estas tablas se pueden consultar en el **ANEXO J**) y después se halló la eficiencia de los datos al comparar los datos de las marchas con el dispositivo y los datos de la marcha normal, obteniendo la siguiente tabla:

**Tabla 13. Eficiencia en parámetros de marcha con los tres sujetos de prueba**

Parámetros	Apoyo curvo	Contera normal	Contera triangular	Media	Desviacion estandar
Longitud de ciclo	0,485	0,494	0,449	0,476	0,024
	0,500	0,341	0,460	0,434	0,083
	0,341	0,251	0,344	0,312	0,053
Longitud de paso	0,762	0,843	0,722	0,775	0,062
	0,701	0,641	0,659	0,667	0,031
	0,661	0,549	0,485	0,565	0,089
Duración de la marcha	1,514	1,345	1,373	1,411	0,091
	1,512	1,480	1,331	1,441	0,097
	1,087	1,134	1,154	1,125	0,034
Velocidad de marcha	0,320	0,368	0,327	0,338	0,026
	0,331	0,230	0,345	0,302	0,063
	0,314	0,221	0,298	0,278	0,050
Cadencia de marcha	0,660	0,743	0,728	0,711	0,044
	0,662	0,675	0,751	0,696	0,048
	0,920	0,882	0,866	0,889	0,028

Fuente: Autor(es) del proyecto

Posteriormente se hizo un ANOVA por cada parámetro teniendo como datos las columnas correspondientes a las tres conteras utilizadas (cada tabla ANOVA se encuentra en el **ANEXO K**), los resultados se discuten a continuación. Según la tabla ANOVA, la diferencia entre los promedios obtenidos en cada apartado es estadísticamente mínima o inexistente, esto se determinó al comparar los valores de F y F crítica, ya que F debe ser mayor para que haya una diferencia en los promedios y en todos los casos F fue el valor menor.

- Longitud de ciclo: Se obtuvo que en promedio la longitud de ciclo es mejor con el apoyo curvo pero la eficiencia de marcha es menor a la obtenida con la ortesis original.

- Longitud de paso: Se obtuvo que en promedio la longitud de paso es mejor con el apoyo curvo, la eficiencia de marcha obtenida es similar a la de la ortesis original.
- Duración de la marcha: Se obtuvo que en promedio la duración de la marcha es más corta con la contera triangular, la eficiencia de marcha obtenida es similar a la de la ortesis original.
- Velocidad de marcha: Se obtuvo que en promedio la velocidad de marcha es mejor con la contera triangular, la eficiencia de marcha obtenida es más baja que la de la ortesis original.
- Cadencia de marcha: Se obtuvo que en promedio la cadencia de marcha es mejor con la contera triangular, la eficiencia de marcha obtenida es similar a la de la ortesis original.

Los resultados de la cadera, la rodilla y el talón se analizan en el **ANEXO L**.

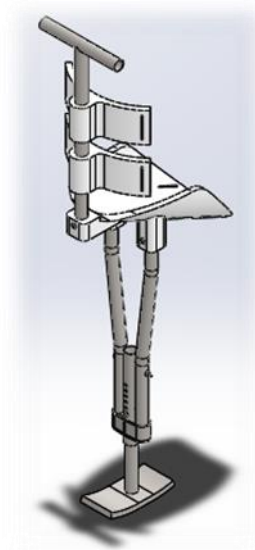
Se hizo una encuesta de satisfacción a los sujetos de prueba, la cual se puede encontrar en el **ANEXO M**.

Como la marcha con el primer prototipo fue menos eficiente que la marcha con la ortesis original se modificó el prototipo agregándole un apoyo superior.

## 10. PRUEBAS CON EL SEGUNDO PROTOTIPO

El nuevo prototipo es exactamente el primero, pero tiene como modificación el apoyo superior en T que permite apoyar la mano sin importar la pierna en la cual está ubicado

**Figura 59. Segundo prototipo**

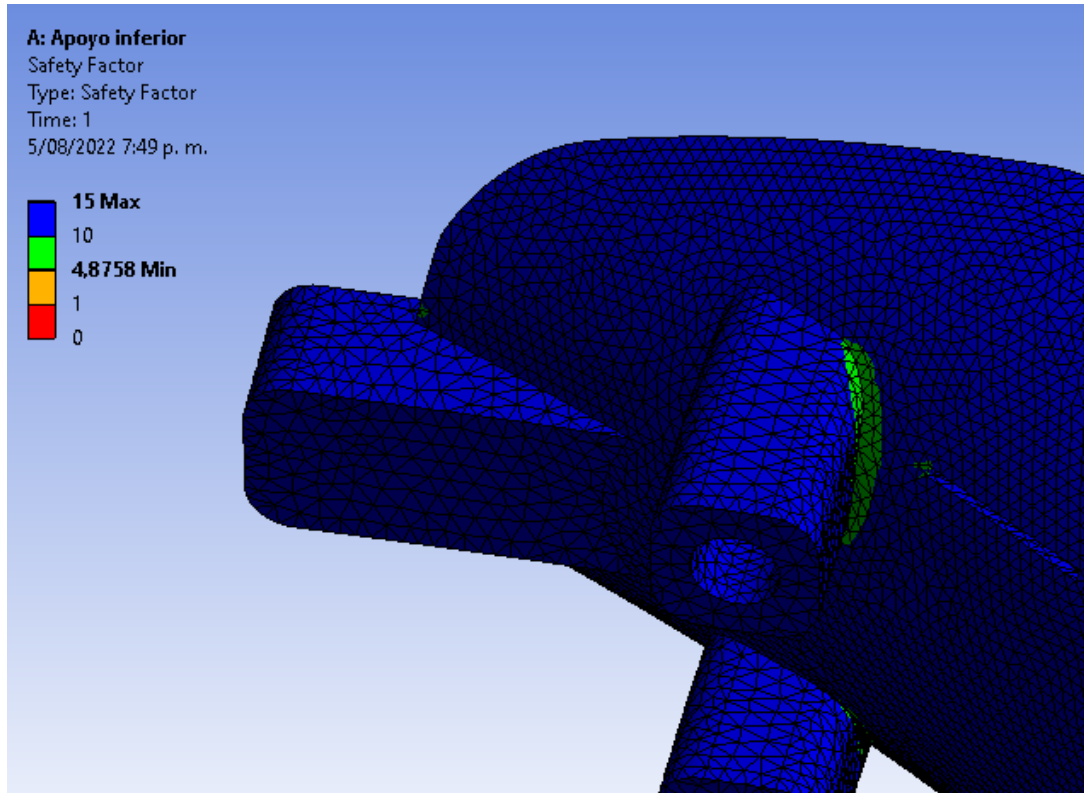


Fuente: Autor(es) del proyecto

### 10.1. ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

Como lo único que varía en este prototipo es una fuerza adicional en la pieza de el apoyo de la pierna, se hace el análisis de elementos finitos de esta pieza, mostrando que el factor de seguridad de la pieza es mayor a 2,5 bajo las condiciones de carga de 184,25 N en donde va el apoyo superior y 1457 N en donde va apoyada la pierna, no se hace análisis del tubo superior porque al ser de el mismo material de los tubos inferiores se sabe que soportara la carga y no se hace el análisis de los tubos inferiores porque ya se hizo en la sección 7.3.3. bajo estas condiciones de carga

**Figura 60. Factor de seguridad del soporte inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

## 10.2. ANÁLISIS DE MARCHA

Se hizo el análisis igual que en la sección 9.2 pero teniendo en cuenta el apoyo superior agregado, los datos de los sujetos de prueba fueron los siguientes:

**Tabla 14. Características de los sujetos de prueba**

	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3
• Estatura:	1,80 cm	1,80 cm	1,75 cm
• Peso:	100 kg	95 kg	95 kg
• Género:	masculino	masculino	masculino
• Edad:	21 años	24 años	24 años

El sujeto 1 tiene la patología de pie plano

Fuente: Autor(es) del proyecto

### 10.2.1. Parámetros generales de las pruebas de marcha

Al igual que en la sección 9.2.1. se registraron los parámetros generales de marcha en tres tablas diferentes (una por cada sujeto de pruebas, estas tablas se pueden consultar en el **ANEXO M**) y después se halló la eficiencia de los datos al comparar los datos de las marchas con el dispositivo y los datos de la marcha normal, obteniendo la siguiente tabla:

**Tabla 15. Eficiencia en parámetros de marcha con los tres sujetos de prueba**

Parámetros	Apoyo curvo	Contera normal	Contera triangular	Media	Desviacion estandar
Longitud de ciclo	0,568	0,421	0,424	0,471	0,084
	0,393	0,316	0,479	0,396	0,081
	0,567	0,529	0,591	0,562	0,031
Longitud de paso	0,909	0,936	0,857	0,901	0,040
	0,632	0,761	0,607	0,667	0,083
	0,734	0,658	0,733	0,708	0,043
Duración de la marcha	1,515	1,220	1,280	1,338	0,156
	1,326	1,085	0,946	1,119	0,192
	1,676	1,713	1,118	1,502	0,334
Velocidad de marcha	0,375	0,345	0,331	0,350	0,022
	0,297	0,291	0,506	0,365	0,122
	0,338	0,308	0,529	0,392	0,120
Cadencia de marcha	0,660	0,820	0,781	0,754	0,083
	0,754	0,921	1,057	0,911	0,152
	0,597	0,584	0,895	0,692	0,176

Fuente: Autor(es) del proyecto

También se realizó un ANOVA para cada caso (cada tabla se puede consultar en el **ANEXO O**), la diferencia entre los promedios obtenidos en cada apartado es estadísticamente mínima o inexistente, se discuten los resultados a continuación:

- Longitud de ciclo: Se obtuvo que en promedio la longitud de ciclo es mejor con el apoyo curvo pero la eficiencia de marcha es menor a la obtenida con la ortesis original.
- Longitud de paso: Se obtuvo que en promedio la longitud de paso es mejor con la contera normal, la eficiencia de marcha obtenida es similar a la de la ortesis original.

- Duración de la marcha: Se obtuvo que en promedio la duración de la marcha es más corta con la contera triangular, la eficiencia de marcha obtenida es mejor que la de la ortesis original.
- Velocidad de marcha: Se obtuvo que en promedio la velocidad de marcha es mejor con la contera triangular, la eficiencia de marcha obtenida es más baja que la de la ortesis original.
- Cadencia de marcha: Se obtuvo que en promedio la cadencia de marcha es mejor con la contera triangular, la eficiencia de marcha obtenida es mejor que la de la ortesis original.

Los resultados de la cadera, la rodilla y el talón se analizan en el **ANEXO P**.

Se hizo una encuesta de satisfacción a uno de los sujetos de prueba, la cual se puede encontrar en el **ANEXO Q**.

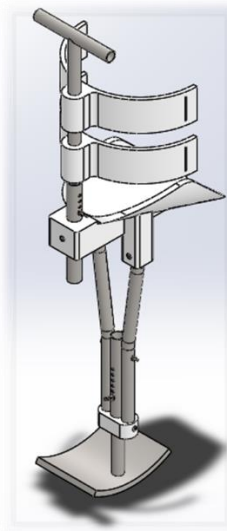
Durante las pruebas de marcha el prototipo fallo por un esfuerzo cortante generado por la falta de consideración de la tolerancia de diseño en donde iba uno de los tubos, aparte de esto la marcha, aunque mejoró, aun siguió siendo menos eficiente que la marcha con la ortesis original, por lo que se procedió a construir un tercer prototipo.

## 11. PRUEBAS CON EL PROTOTIPO FINAL

Se le implementaron las siguientes mejoras al prototipo final:

- Soportes superiores más grandes para agarrar mejor la pierna y más delgados para permitir mayor flexibilidad al amarrar la pierna.
- Camisa en el tubo superior para regular la altura de este. Saliente en el empotramiento de la camisa del tubo superior, para darle más resistencia.
- Se cambio el material de los soportes a Nylon X para darles más resistencia.
- Agrandamiento de la sección donde va empotrada la camisa del tubo inferior, para darle más resistencia.
- Reducción del ángulo de la pierna a  $17,5^\circ$  (respecto a la horizontal) para darle una mejor estabilidad durante la marcha.
- Alargamiento de la base del apoyo curvo para darle una mayor estabilidad durante la marcha, además de modificación de la forma de este para que sea continua sin ningún salto.

**Figura 61. Prototipo final**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Las piezas complejas se construyeron utilizando impresión 3D en una impresora de alta resolución con una altura de capa de 100 micras, una precisión de la máquina de 0,152 mm y el material utilizado fue Nylon X.

**Tabla 16. Propiedades del Nylon X**

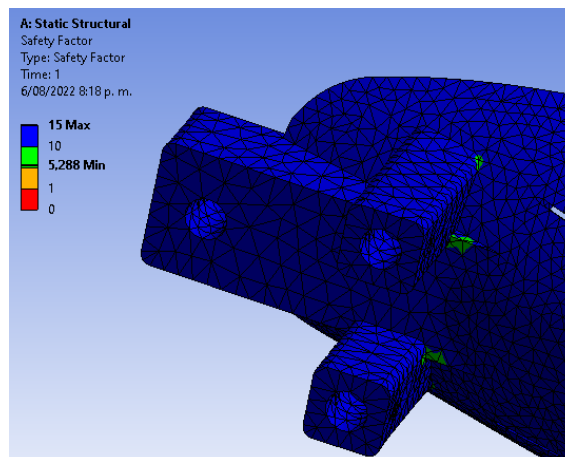
Material Specifications		
PROPERTY	VALUE	TEST METHOD - ISO
Density	1.00g/cm <sup>3</sup>	1183
Melting point	180°C	11357
Tensile Modulus	6000 MPa	527
Tensile Strength	100 MPa	527
Impact strength	60 kJ / m <sup>2</sup>	179 / 2-1eU
Shore hardness	110 MPa	2039-1
Heat deflection temp. HDT/A	155°C	75
Thermal expansion coefficient	0.5 10 <sup>-4</sup> / K	11359
Max usage Temp. long term	90-120°C	2578
Max usage Temp. short term	150°C	2578D
Dielectric strength	-	IEC 60243
Specific volume resistivity	10 <sup>31</sup> Ωm	IEC 60243
Flammability	HB	1210
Linear mould shrinkage	0.3	294

Fuente: <https://www.raise3d.com/products/matterhackers-nylonx-carbon-fiber-filament/>

### 11.1. ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS

Se hace el análisis del soporte de la pierna, con la misma carga que en la sección 10.1. se obtiene un factor de seguridad mayor a 2,5 por lo que la pieza cumple con la norma.

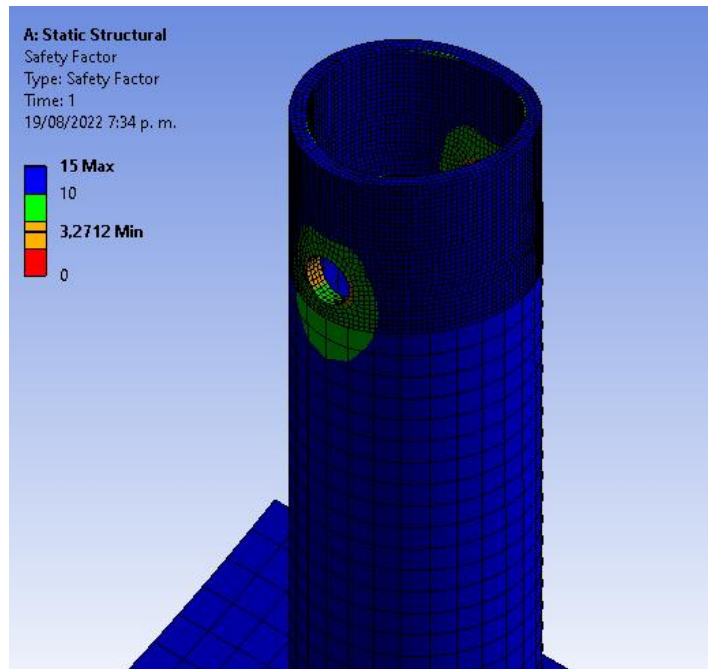
**Figura 62. Factor de seguridad del soporte inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

También se hace el análisis del apoyo inferior (la pieza que va apoyada en el suelo) la cual estará sometida a una carga de 1641 N (al igual que la pieza de tubo inferior en el **ANEXO E**). Como el factor de seguridad de la pieza es mayor a 2,5 esta no fallara

**Figura 63. Factor de seguridad del apoyo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

## 11.2. ANÁLISIS DE MARCHA

Se hizo el análisis igual que en la sección 10.2, los datos de los sujetos de prueba fueron los siguientes:

**Tabla 17. Características de los sujetos de prueba**

	Sujeto 1	Sujeto 2	Sujeto 3
• Estatura:	1,75 cm	1,75 cm	1,80 cm
• Peso:	95 kg	68 kg	92 kg
• Género:	masculino	masculino	masculino
• Edad:	25 años	25 años	25 años

No presentaban ninguna patología al momento de realizar las pruebas.

Fuente: Autor(es) del proyecto

### 11.2.1. Parámetros generales de las pruebas de marcha

Al igual que en la sección 9.2.1. y la sección 10.2.1. se registraron los parámetros generales de marcha en tres tablas diferentes (una por cada sujeto de pruebas, estas tablas se pueden consultar en el **ANEXO R**) y después se halló la eficiencia de los datos al comparar los datos de la marcha con el dispositivo y los datos de la marcha normal, a diferencia de las otras tablas, la media y la desviación estándar aquí corresponden al valor promedio de cada parámetro entre los tres sujetos de prueba:

**Tabla 18. Eficiencia en parámetros de marcha con los tres sujetos de prueba**

Parámetros	Apoyo curvo	Media	Desviación estándar
Longitud de ciclo	0,589	0,620	0,0368963
	0,661		
	0,611		
Longitud de paso	0,940	0,970	0,0491155
	1,027		
	0,944		
Duración de la marcha	1,194	1,083	0,1077048
	0,979		
	1,075		
Velocidad de marcha	0,493	0,579	0,0914677
	0,675		
	0,568		
Cadencia de marcha	0,838	0,930	0,0915005
	1,021		
	0,930		

Fuente: Autor(es) del proyecto

Se realizó un ANOVA comparando los promedios de la marcha con la nueva ortesis y la marcha con la contera triangular al utilizar el segundo prototipo, ya que este fue el de mejor eficiencia (cada tabla se puede consultar en el **ANEXO S**), la diferencia entre los promedios obtenidos en cada apartado es estadísticamente mínima o inexistente, excepto donde se indique, se discuten los resultados a continuación:

- Longitud de ciclo: Se obtuvo que en promedio la longitud de ciclo es mejor con la nueva ortesis y la eficiencia de marcha es similar a la obtenida con la ortesis original.
- Longitud de paso: Se obtuvo que en promedio la longitud de paso es mejor con la nueva ortesis, la eficiencia de marcha obtenida es mejor que la de la ortesis original. Según la tabla ANOVA los promedios de estos datos son diferentes.
- Duración de la marcha: Se obtuvo que en promedio la duración de la marcha es más corta con la nueva ortesis, la eficiencia de marcha obtenida es mejor que la de la ortesis original.
- Velocidad de marcha: Se obtuvo que en promedio la velocidad de marcha es mejor con la nueva ortesis, la eficiencia de marcha obtenida es mejor que la de la ortesis original.
- Cadencia de marcha: Se obtuvo que en promedio la cadencia de marcha es mejor con la nueva ortesis, la eficiencia de marcha obtenida es mejor que la de la ortesis original.

Los resultados de la cadera, la rodilla y el talón se analizan en el **ANEXO T**.

Se hizo una encuesta de satisfacción a los sujetos de prueba, la cual se puede encontrar en el **ANEXO U**.

Ya que el prototipo final cumplió con ser mejor en eficiencia de marcha que el segundo prototipo en cada uno de los parámetros, se considera que la ortesis original fue mejorada satisfactoriamente. En lo único que el prototipo final no supera a la ortesis original es en la longitud de ciclo, pero el valor promedio entre estas dos es casi el mismo.

## 12. CONCLUSIONES

- Se desarrolló una ortesis de rehabilitación de miembro inferior mejorada que cumple con las especificaciones de estética y funcionalidad propuestas.
- Al comparar la cinemática de la marcha humana para la ortesis original con la marcha normal, se obtuvo que esta tenía una eficiencia de marcha no muy elevada.
- Las partes críticas identificadas por el análisis de elementos finitos fueron la barra lateral superior, que durante las pruebas de marcha se doblaba, y el soporte inferior donde va apoyada la pierna. Con el AMEF se determinó, entre otras cosas que era necesario verificar las cargas a la que estaba sometido el dispositivo y que había que cambiar las barras laterales por tubos.
- De las alternativas vistas en el análisis de mercado se escogió una inspirada en el iWalk 1.0 con una contera inspirada en el Swingo, manteniendo la parte inferior de la ortesis ya que esta no presentaba problemas de resistencia ni de estética o funcionalidad.
- En el software Solidworks, se desarrollaron los prototipos funcionales, utilizando materiales livianos, con sus respectivos planos y con la técnica de construcción de la impresión 3D en algunas piezas primero utilizando PLA+ y luego, con el prototipo final, Nylon X para una mayor resistencia.
- Luego de realizar el análisis de marcha con cuatro apoyos diferentes y tres prototipos funcionales, se determinó que el prototipo final construido era mejor en la marcha que el prototipo original realizado en el anterior trabajo de grado con una mejor eficiencia de marcha.

### **13. RECOMENDACIONES**

- Revisar si la estética del apoyo inferior o contera se puede mejorar sin afectar a la marcha.
- Implementar un mecanismo simple que permita doblar la ortesis para simular el movimiento de la rodilla y así aproximar más la marcha.
- Experimentar con otros métodos de manufactura que permitan fabricar piezas complejas más resistentes a un menor costo.
- Tener preparado con antelación todos los implementos y disponibilidad de personal para el momento de realizar las pruebas de marcha.

## BIBLIOGRAFÍA

- AVILA CHAURAND, Rosalio. PRADO LEÓN, Lilia R. GONZÁLEZ MUÑOZ, Elvia Luz. “Dimensiones antropométricas de población latinoamericana”, vol. 2, p 200, 201, 203. 2007.
- BARBOSA QUINTERO, Luisa Fernanda. DELGADO HENRÍQUEZ, Natalia. “DETERMINACION DE LA FUERZA MAXIMA ACEPTABLE PARA EMPUJAR Y HALAR POR PARTE DE TRABAJADORES CON EXPERIENCIA PREVIA EN LA MANIPULACION DE CARGAS, EN UNA MUESTRA DEL PERSONAL DE LA PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA”, Pontificia Universidad Javeriana, 2004.
- Behance. “No Hands Crutch-Redesign” 2015. [En línea]. Disponible en: <https://www.behance.net/gallery/23424043/No-Hands-Crutch-Redesign>. [Accedido: 9-Abr-2021].
- Brightside. “28 Cool Design Ideas That Gave a New Life to Ordinary Things” 2020. [En línea]. Disponible en: <https://brightside.me/inspiration-tips-and-tricks/28-design-ideas-that-gave-a-second-chance-to-ordinary-things-418310/>. [Accedido: 9-Abr-2021].
- Centro Ortopedico Pelaez. “Qué son las ortesis”, 2015. [En línea]. Disponible en: <https://www.ortopediapelaez.com/que-son-las-ortesis-plantares/>. [Accedido: 11-Jun-2019].
- Glaciar Torre. “Muleta "manos libres" 2012. [En línea]. Disponible en: <https://sites.google.com/site/glaciartorre/ortopedia/bluetooth>. [Accedido: 9-Abr-2021].
- HANISAH HISHAM, Nur Amirah. AHMAD NAZRI, Ahmad Faiz. MADETE, June. HERAWATI, Lilik. MAHMUD, Jamaluddin. “Measuring Ankle Angle and Analysis of Walking Gait using Kinovea”, in IMEDITEC 2017, 2017, pp. 247–250.

- HOUDIJK, Han. VAN DIEËN, Jaap. "KINETIC GAIT DATA TO QUANTIFY SOCKET FIT AND PROSTHETIC ALIGNMENT IN AMPUTEES", *Neuromechanics*, 2017. [En línea]. Disponible en: <https://www.human-movement-sciences.nl/nm/research/research-themes/theme-06-rehabilitation-physiotherapy/reha-physio-sub-4/research-project-6-1-1-3/>. [Accedido: 12-Jun-2019].
- HOUDIJK, Han. VAN DIEËN, Jaap. "Prosthetic and Orthotic Dynamic Alignment for Rehabilitation", 2010. [En línea]. Disponible en: <https://www.human-movement-sciences.nl/nm/research/research-themes/theme-06-rehabilitation-physiotherapy/reha-physio-sub-4/research-project-6-1-1-4/>. [Accedido: 12-Jun-2019].
- HOYOS DAZA, Héctor Ivan. "PATRONES DE ACTIVIDAD MUSCULAR EN MIEMBROS INFERIORES DURANTE LA MARCHA HUMANA BAJO CONDICIONES DE ALIVIO DE CARGA CORPORAL", PONTIFICIA UNIVERSIDAD JAVERIANA, 2014.
- ICONTEC international. "Norma técnica Colombiana NTC-ISO 9999", pp. 0–12, 1997.
- IT espresso. "Olvídate de las muletas con la "pierna extra" Flex Leg" 2012. [En línea]. Disponible en: <https://www.itespresso.es/olvidate-de-las-muletas-con-la-pierna-extra-flex-leg-101162.html>. [Accedido: 9-Abr-2021].
- iWalk free. "iWalk free" 2021. [En línea]. Disponible en: <https://iwalk-free.com/>. [Accedido: 9-Abr-2021].
- iWalkFREE. "iWalk 2.0", 2018. [En línea]. Disponible en: <https://iwalk-free.com/>. [Accedido: 12-Jun-2019].
- MEJIA VILLAMIZAR, Jose Luis. VILLEGAS BERMÚDEZ, Diego F. SÁNCHEZ, Heller G. "Análisis de marcha de una persona con muleta de manos libres usando el programa Kinovea", *Rev. UIS Ing.*, vol. 21, no.3, pp. 1-8, 2022, doi: <https://doi.org/10.18273/revuin.v21n3-2022001>.

- MENDOZA, Isabel Adriana. RUIZ, Juan Pablo. “Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura”, CES Mov. y Salud, vol. 1, no. 1, pp. 29–43, 2013.
- Msd manuals. “Dolor en las espinillas”, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.msdmanuals.com/es-co/hogar/traumatismos-y-envenenamientos/lesiones-deportivas/dolor-en-las-espinillas>. [Accedido: 12-Jun-2019].
- Msd manuals. “Esquince de tobillo”, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.msdmanuals.com/es-co/hogar/traumatismos-y-envenenamientos/fracturas,-luxaciones-y-esguinces/esguince-de-tobillo>. [Accedido: 12-Jun-2019].
- Msd manuals. “Fracturas del pie por fatiga”, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.msdmanuals.com/es-co/hogar/traumatismos-y-envenenamientos/lesiones-deportivas/fracturas-del-pie-por-fatiga>. [Accedido: 12-Jun-2019].
- Msd manuals. “Lesiones de la pierna”, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.msdmanuals.com/es-co/hogar/traumatismos-y-envenenamientos/lesiones-deportivas/lesiones-de-la-pierna>. [Accedido: 12-Jun-2019].
- Msd manuals. “Roturas del tendón de Aquiles”, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.msdmanuals.com/es-co/hogar/traumatismos-y-envenenamientos/fracturas,-luxaciones-y-esguinces/roturas-del-tendon-de-aquiles>. [Accedido: 12-Jun-2019].
- Msd manuals. “Tendinitis aquilea”, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.msdmanuals.com/es-co/hogar/traumatismos-y-envenenamientos/lesiones-deportivas/tendinitis-aquilea>. [Accedido: 12-Jun-2019].
- NORTON, Robert L. “Diseño De Maquinas Un Enfoque Integrado”, 2006.

- OATIS, Carol A. "Kinesiology: The mechanics and pathomechanics of human movement: Second edition". 2013.
- Ortoweb. "Ortesis miembro inferior", 2013. [En línea]. Disponible en: <https://www.ortoweb.com/deporte-y-rehabilitacion/ortesis-miembro-inferior>. [Accedido: 11-Jun-2019].
- QUIJANO LOPEZ, Fabián Andrés. "DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA PROTESIS DE APOYO PARA PERSONAS CON LESIONES EN LOS MIEMBROS INFERIORES DEBAJO DE RODILLA", Universidad Industrial de Santander, 2016.
- TELLO CADARSO, Eva. "Fractura de peroné", 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.fisioterapiaetc.com/fracturas-de-perone/>. [Accedido: 12-Jun-2019].
- TORRES, Arturo. "Parestesia: causas, tratamientos y fenómenos", 2017. [En línea]. Disponible en: <https://psicologiymente.com/clinica/parestesia>. [Accedido en: 12-Jun-2019].
- Tuvie. "Swingo walking aid" 2015. [En línea]. Disponible en: <https://www.tuvie.com/swingo-walking-aid-hands-free-walking-aid-for-a-temporary-leg-injured-user/>. [Accedido: 9-Abr-2021].
- UMBERGER, Brian R. MARTIN, Philip E. "Mechanical power and efficiency of level walking with different stride rates" J. Exp. Biol., vol. 210, no. 18, pp. 3255–3265, 2007, doi: 10.1242/jeb.000950.
- Universidad de Antioquia. "4.1. Biomecánica de la marcha", 2016. [En línea]. Disponible en: <http://aprendeenlinea.udea.edu.co/lms/moodle/mod/page/view.php?id=164205>. [Accedido: 27-Feb-2019].

## ANEXOS

### ANEXO A. Fotografías del prototipo de ortesis

#### Fotografía 1. Vista frontal



Fuente: Autor(es) del proyecto

#### Fotografía 2. Vista isométrica



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 3. Vista posterior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 4. Vista superior**

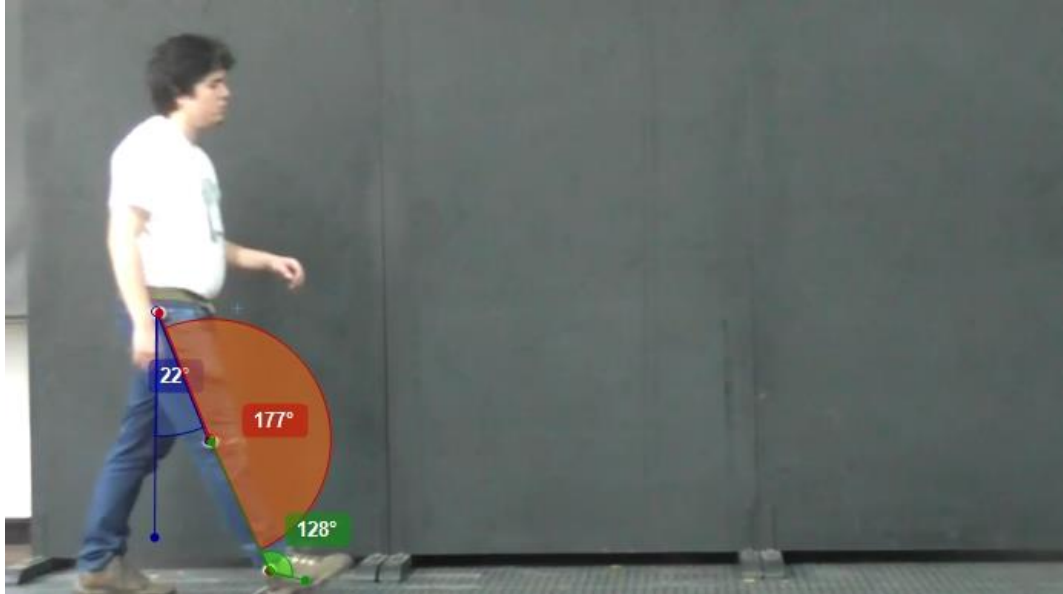


Fuente: Autor(es) del proyecto

## ANEXO B. Fases de marcha con el prototipo original

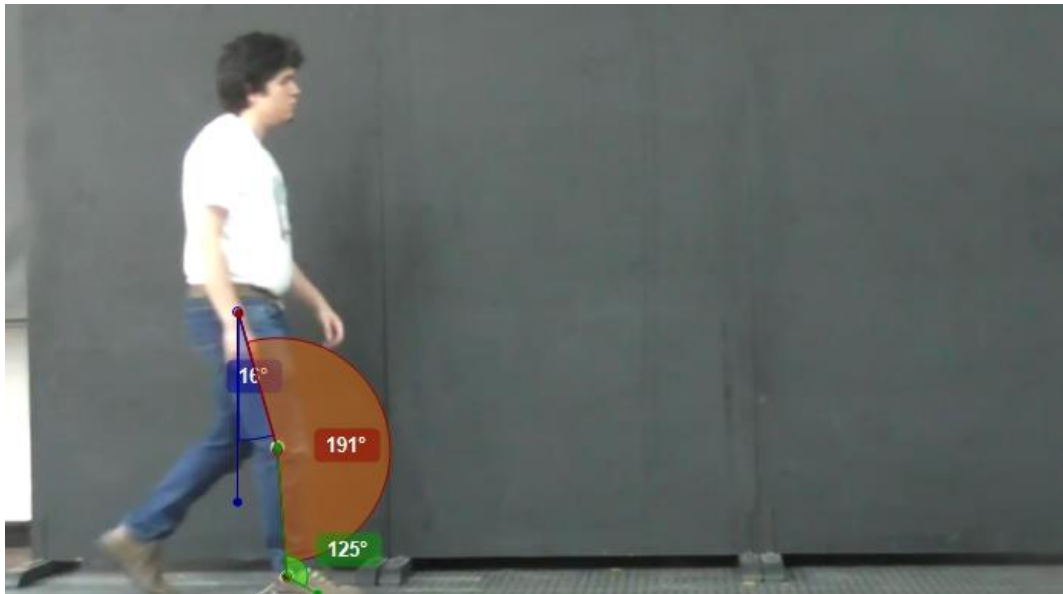
Marcha normal:

**Fotografía 5. Contacto del talón**



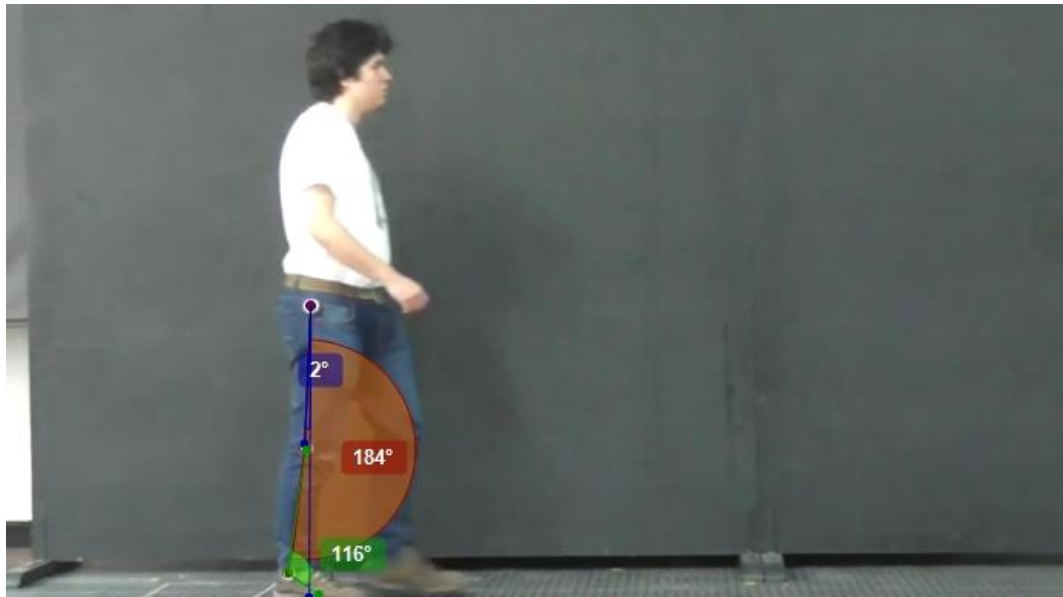
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 6. Apoyo plantar**



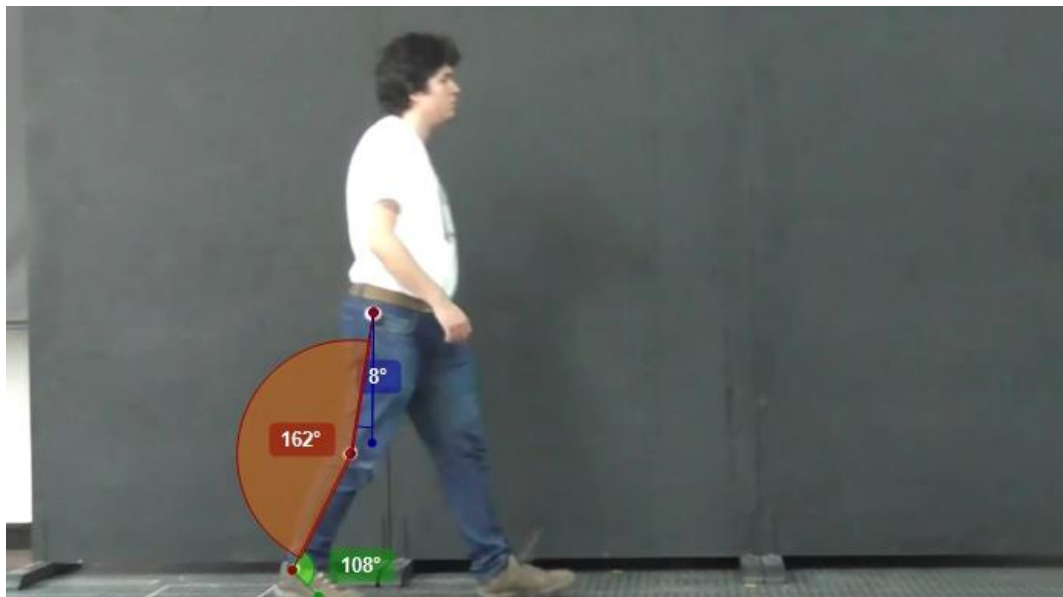
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 7. Apoyo medio**



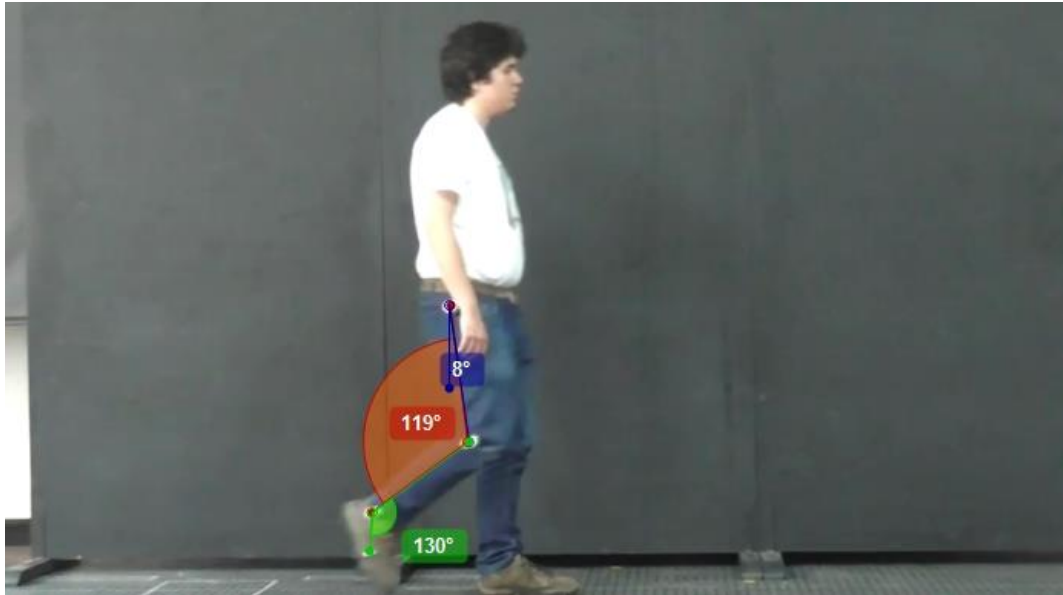
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 8. Apoyo terminal**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 9. Despegue**



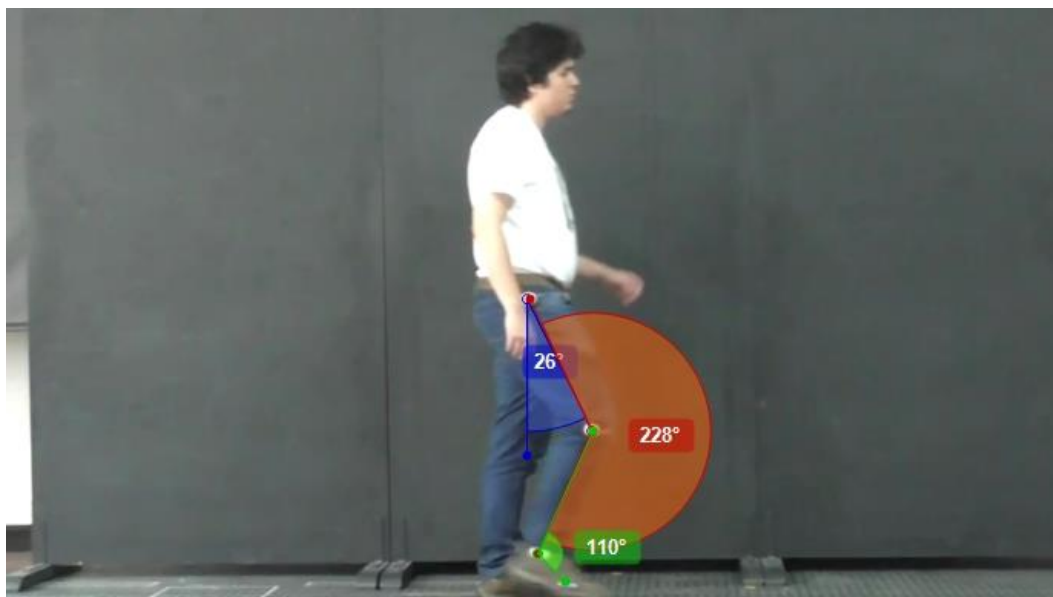
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 10. Balanceo inicial**



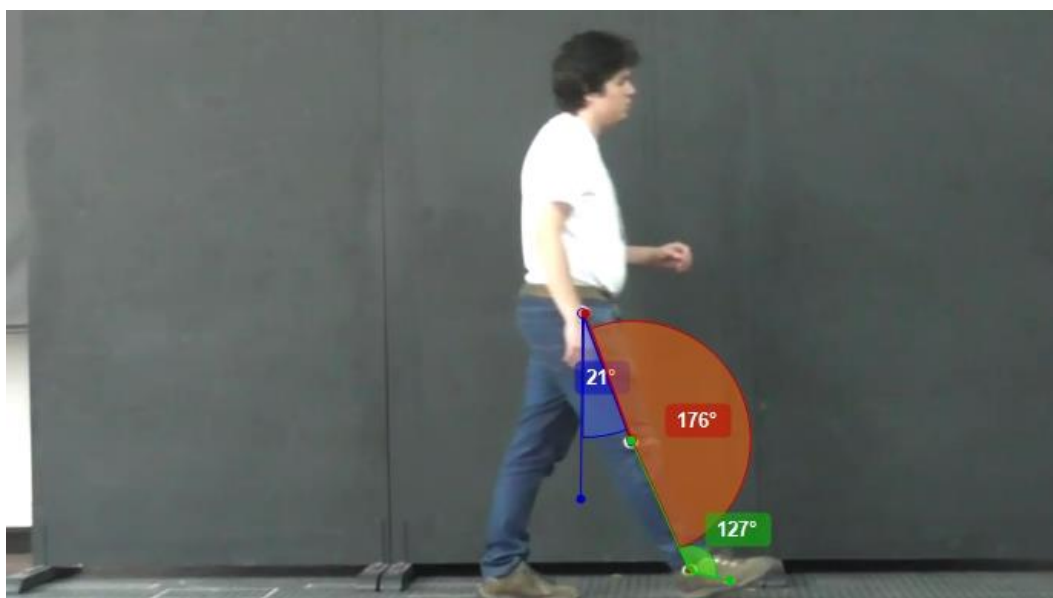
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 11. Balanceo medio**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 12. Balanceo terminal**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Marcha con la ortesis:

**Fotografía 13. Contacto del talón**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 14. Apoyo plantar**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 15. Apoyo medio**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 16. Apoyo terminal**



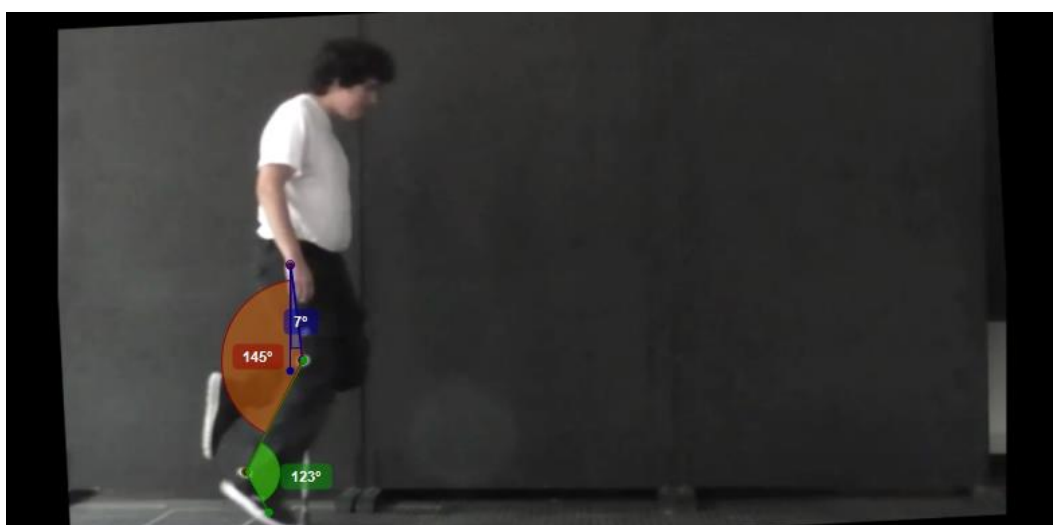
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 17. Despegue**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 18. Balanceo inicial**



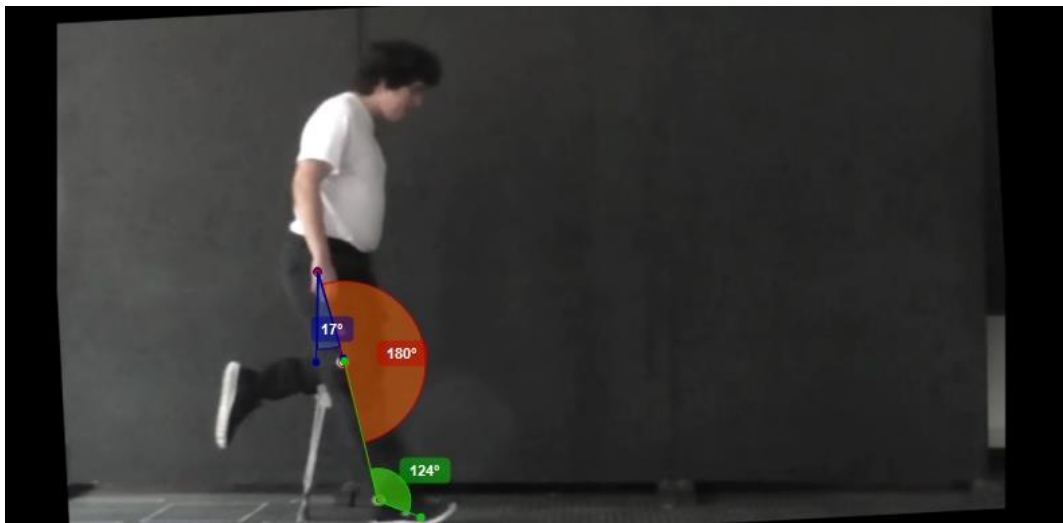
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 19. Balanceo medio**



Fuente: Autor(es) del proyecto

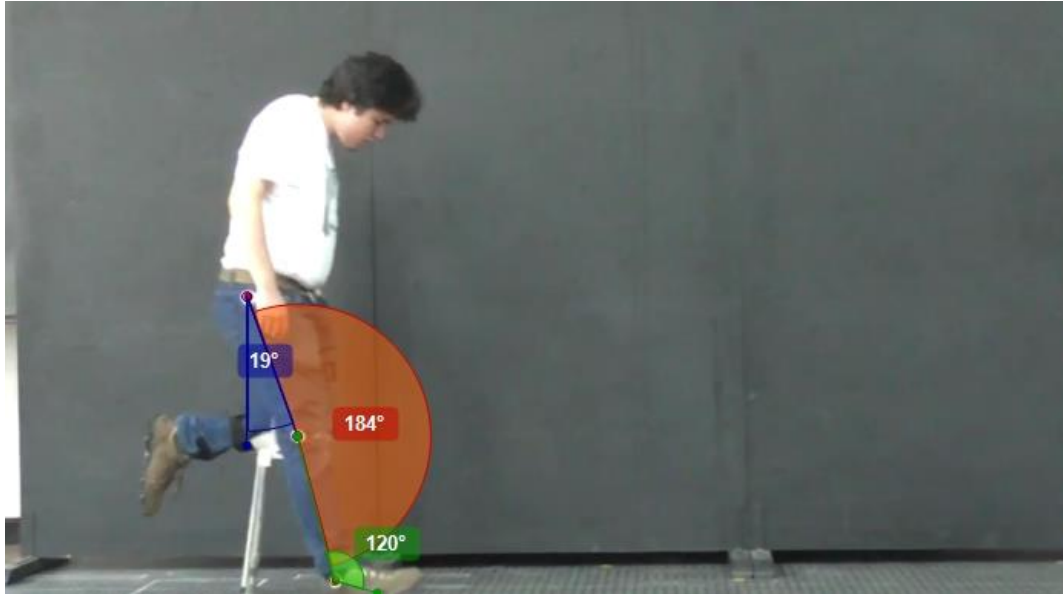
**Fotografía 20. Balanceo terminal**



Fuente: Autor(es) del proyecto

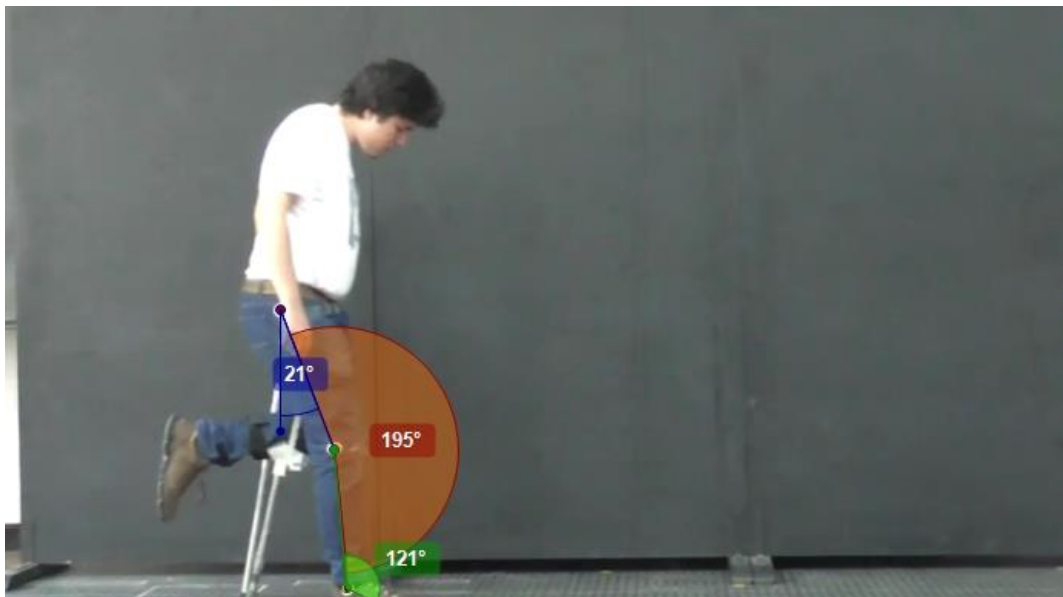
Marcha con la ortesis y el bastón canadiense:

**Fotografía 21. Contacto del talón**



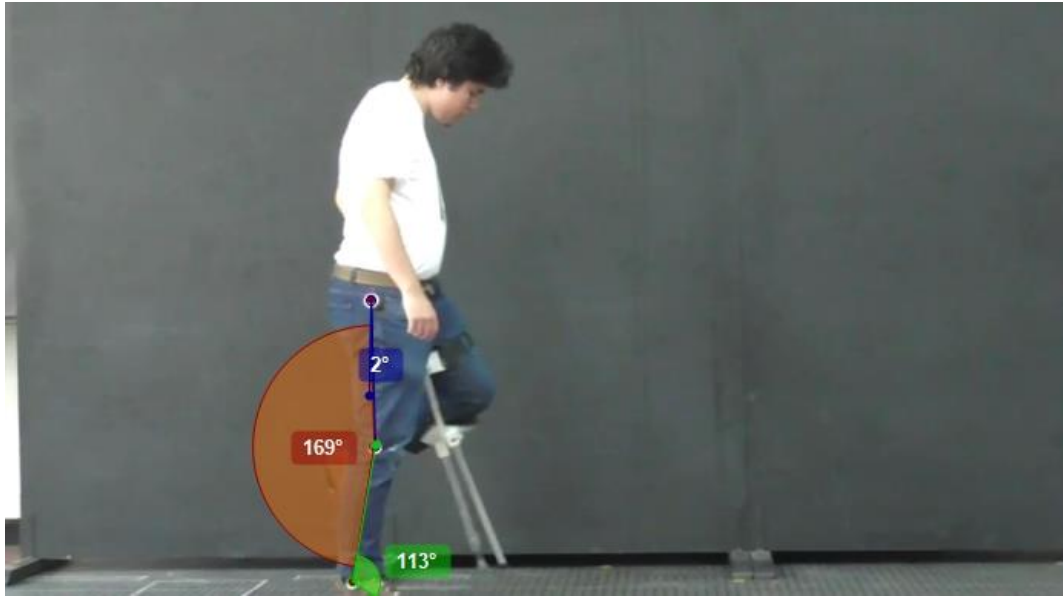
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 22. Apoyo plantar**



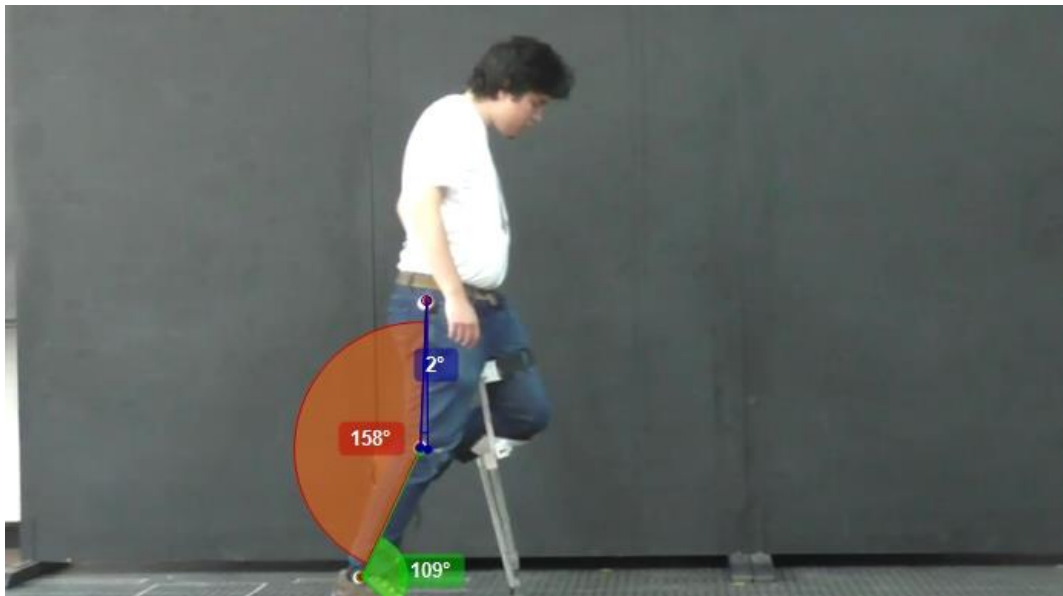
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 23. Apoyo medio**



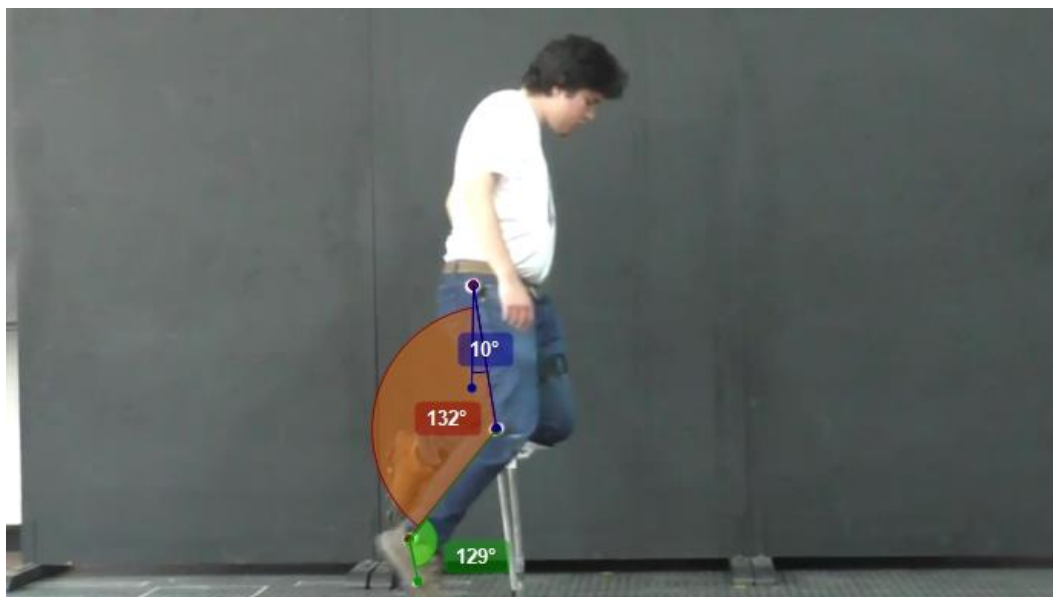
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 24. Apoyo terminal**



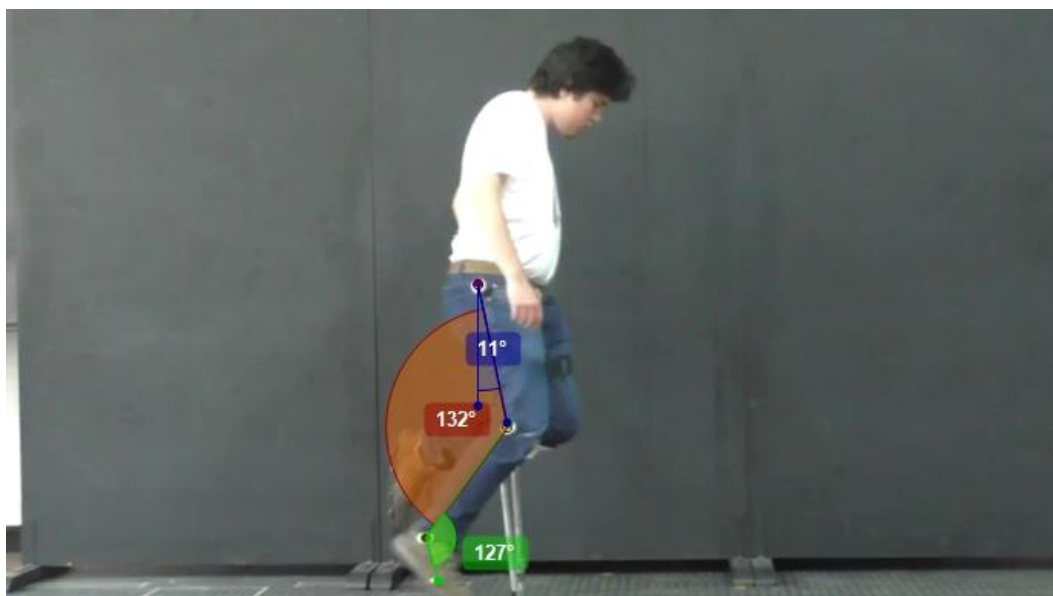
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 25. Despegue**



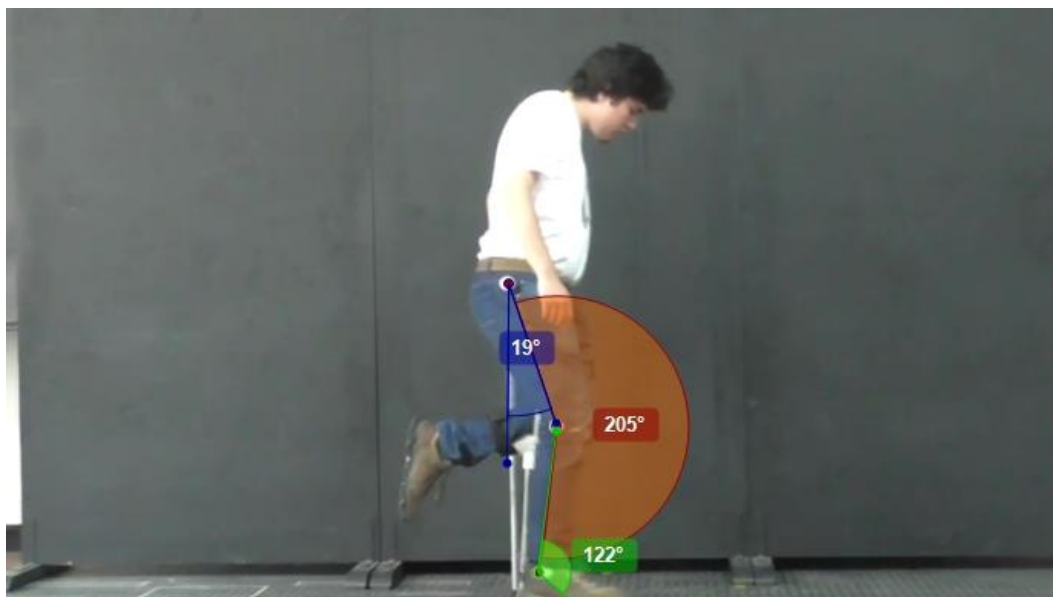
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 26. Balanceo inicial**



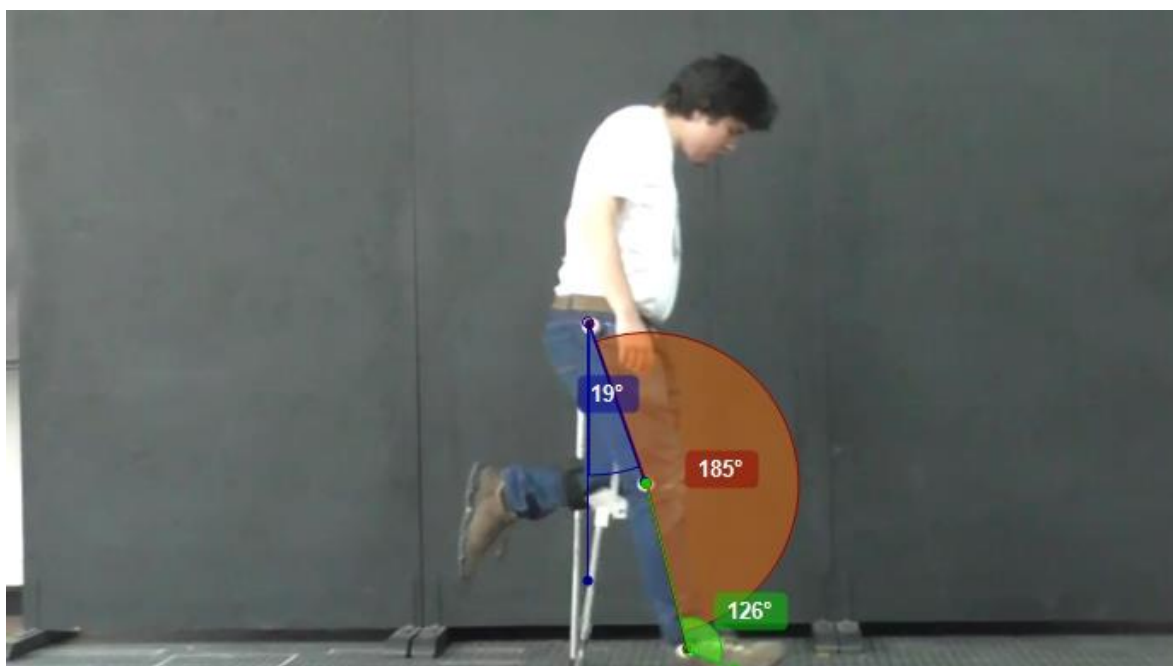
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 27. Balanceo medio**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Fotografía 28. Balanceo terminal**

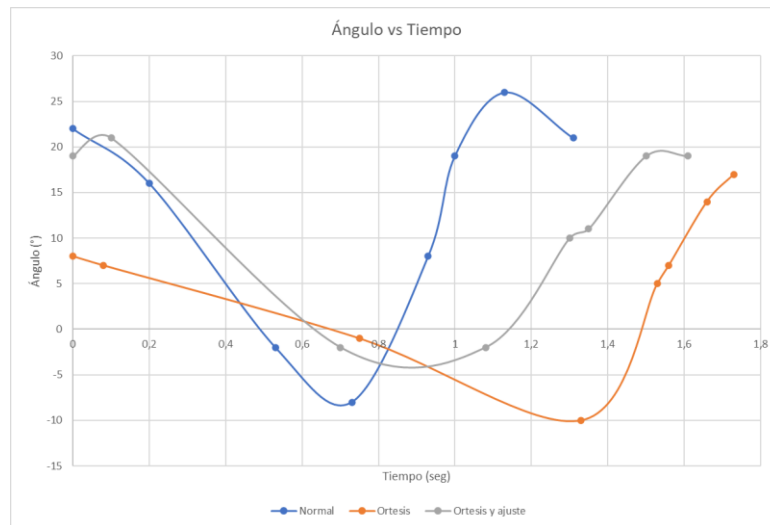


Fuente: Autor(es) del proyecto

## ANEXO C. Gráficas de ángulo vs tiempo con la ortesis original

Se puede apreciar que la marcha es más lenta al utilizar la ortesis (naranja) y que la fase de balanceo utilizando dispositivos ocurre muy rápido por el pivote de la contera utilizada.

**Figura 64. Ángulo vs tiempo cadera**



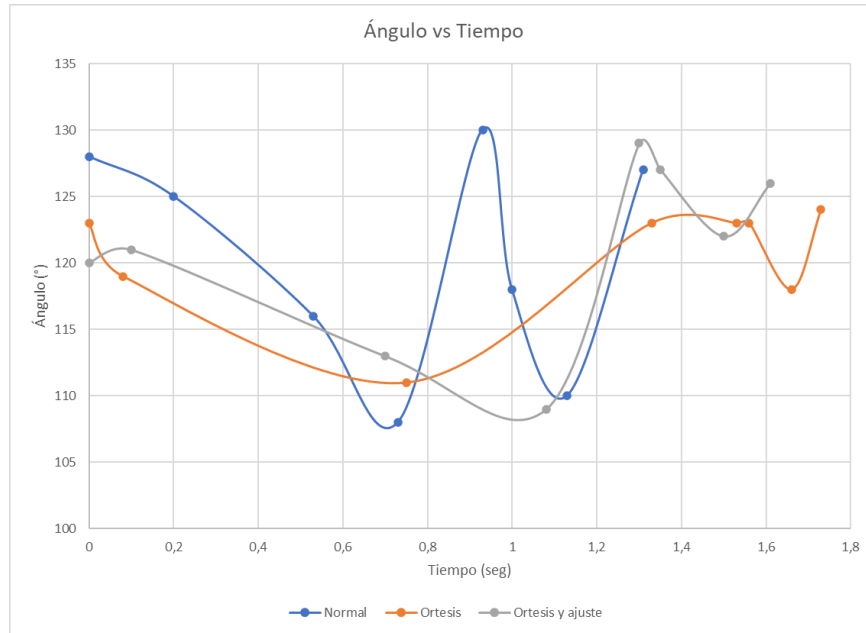
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 65. Ángulo vs tiempo rodilla**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 66. Ángulo vs tiempo talón**



Fuente: Autor(es) del proyecto

## ANEXO D. Análisis modal de efectos y fallas

AMEF											
Nombre del dispositivo: Ortesis de rehabilitación de miembro inferior											
Compenente	Función	Falla funcional	Causa de falla	Efecto de falla	Consecuencia	Accion predictiva o preventiva	Severidad	Grado de Ocurrencia	Deteccion	NPR	SOD
Soportes inferior y superior	Apoyo principal de la pierna en la ortesis	Sobrecarga	El dispositivo recibe mas carga de la que esta diseñado a aguantar	Las piezas que estan adheridas para darle soporte se despegan	Falla completa del dispositivo	Verificar las cargas en las partes de la ortesis que pueden hacer que esta falle, hacer un rango de peso para las personas a las cuales esta destinado el dispositivo	10	3	1	30	1031
		Incomodidad del usuario	La forma en que esta diseñado para meter la pierna y acomodarla, la inclinacion de esta pieza	Dificultad para acomodar la pierna y posible generacion de mas afectaciones medicas	El usuario debe ir a mas terapias de las necesarias despues de utilizar la ortesis para recuperar la movilidad de su pierna	Cambiar el angulo del soporte de la pierna y rediseñar la forma en que el usuario se coloca la ortesis	6	7	5	210	675
		Daños por impacto	Descuidos de los usuarios al manejar el dispositivo o en su almacenamiento	Posible rotura de las partes que componen la pieza	Falla completa del dispositivo	Instruir al usuario en el cuidado y manejo del dispositivo, verificar la construccion del dispositivo para que este resista al impacto, verificar los concentradores de esfuerzos	10	2	1	20	1021
Tubos, laminas y contera	Apoyo para el suelo	Oxidación y corrosión	Exposicion prolongada al medio ambiente, falta de un recubrimiento	La pieza puede fallar por corrosion, ademas de volverse un vector de enfermedades	Falla completa del dispositivo	Instruir al usuario en el cuidado y manejo del dispositivo, poner un recubrimiento a la parte en cuestion	8	2	1	16	821
		Daños por impacto	Descuidos de los usuarios al manejar el dispositivo o en su almacenamiento	Posible rotura de las partes que componen otras piezas, desajuste de la tornillería	Falla completa del dispositivo	Instruir al usuario en el cuidado y manejo del dispositivo	7	2	1	14	721
		Desgaste de la contera	Uso constante del dispositivo	Genera mas friccion	Dificultad para una marcha fluida	Dependiendo del tiempo de uso de la ortesis se pueden tener repuestos, modificar la contera permite que el desgaste no se genere en una sola area	3	7	1	21	371
		Sobrecarga	El dispositivo recibe mas carga de la que esta diseñado a aguantar	Deformacion de las laminas lateras	Perdida de estabilidad y comodidad del usuario, posible falla de otras piezas	Hacer un rango de peso para las personas a las cuales esta destinado el dispositivo, cambiar las laminas por tubos	5	2	1	10	521

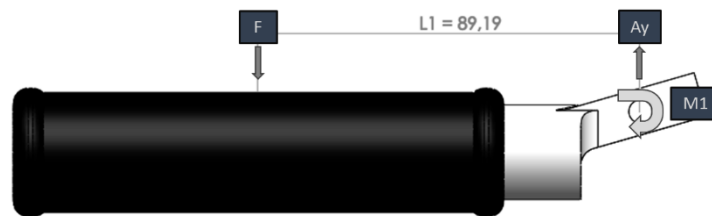
Manija	Apoyo auxiliar	Oxidación y corrosión	Exposición prolongada al medio ambiente, falta de un recubrimiento	La pieza puede fallar por corrosión, además de volverse un vector de enfermedades	Falla completa del dispositivo	Instruir al usuario en el cuidado y manejo del dispositivo, poner un recubrimiento a la parte en cuestión	8	2	1	16	821
		Desgaste de la goma	Uso del dispositivo	Se vuelve incómoda de manipular	Al usuario le molestará usar el apoyo	Repuesto para la goma de la manija o quitar este apoyo auxiliar	3	1	1	3	311
		Desajuste del tornillo	Uso del dispositivo o desajuste por impacto	Se hace más difícil usar este apoyo al no estar en una posición fija	Al usuario le molestará usar el apoyo	Instruir al usuario en el cuidado y manejo del dispositivo o quitar este apoyo auxiliar	5	3	2	30	532
Correas	Ajustar la pierna con el dispositivo	Fallo total de la correa	Uso inadecuado o forcejeo de las correas	La correa se rompe	Falla completa del dispositivo	Instruir al usuario en el cuidado	10	2	1	20	1021
		Fallo parcial de la correa	Uso inadecuado o forcejeo de las correas	La correa se estira anormalmente	Desajuste de la pierna	Instruir al usuario en el cuidado	3	6	3	54	363
		Desgaste del velcro	Uso del dispositivo	No se puede ajustar la pierna	Falla completa del dispositivo	Cambiar el velcro por hebillas y reforzar los huecos para ajustar la correa	10	5	1	50	1051
Observaciones:											
Aparte de las fallas estructurales del dispositivo también hay fallas por comodidad y fallas por funcionalidad, todas estas deben tenerse en cuenta para su rediseño											

## ANEXO E. Cálculos de la fase de apoyo del prototipo original

### 7.3.2.1. Manija del apoyo superior

La manija está hecha de acero, tiene aplicada una fuerza que se encuentra empujándola hacia abajo, como se muestra en la figura 67.

**Figura 67. Diagrama de cuerpo libre de la manija**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Datos:

$$F = 184,25 \text{ N}$$

$$L1 = 89,19 \text{ mm}$$

Estática:

Sumatoria de fuerzas en Y = 0

$$F + Ay = 0$$

Sumatoria de momentos en A = 0

$$F \times L1 + M1 = 0$$

Resultados:

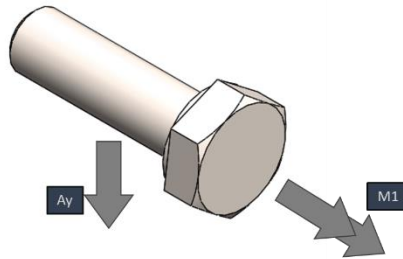
$$Ay = 184,25 \text{ N}$$

$$M1 = 16433 \text{ Nmm}$$

### 7.3.2.2. Tornillo de la manija

El tornillo que conecta la manija con la barra lateral superior está sometido a un momento torsor de 16433 Nmm y a una fuerza cortante de 184,25 N. El tornillo tiene un radio de 3 mm.

Figura 68. Diagrama de cuerpo libre del tornillo



Fuente: Autor(es) del proyecto

Datos:

$$A_y = 184,25 \text{ N}$$

$$M_1 = T = 16433 \text{ Nmm}$$

$$r = 3 \text{ mm}$$

$$d = 2 \times r$$

Esfuerzo cortante:

$$A = \pi \times r^2$$

$$\tau_{A_y} = \frac{A_y}{A}$$

$$\tau_{torsion} = \frac{16 \times T}{\pi \times d^3}$$

$$\tau_{max} = \tau_{A_y} + \tau_{torsion}$$

Resultados:

$$A = 28,27 \text{ mm}^2$$

$$d = 6 \text{ mm}$$

$$\tau_{A_y} = 6,52 \text{ MPa}$$

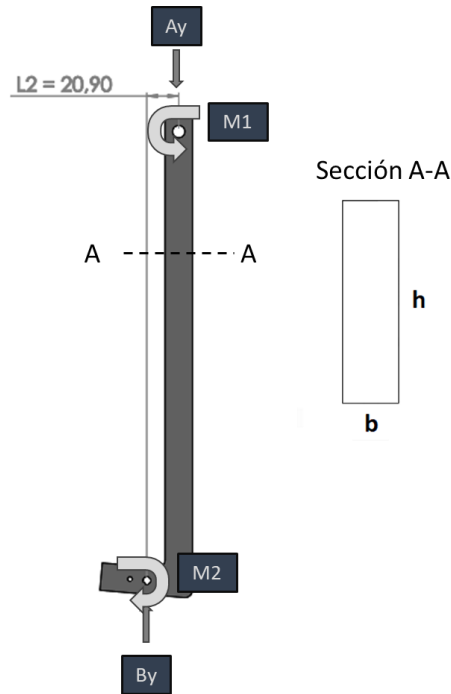
$$\tau_{torsion} = 387,47 \text{ MPa}$$

$$\tau_{max} = 393,99 \text{ MPa}$$

### 7.3.2.3. Barra lateral superior

Barra de hierro de módulo de Young equivalente a 185000 MPa sometida a una carga de 184,25 N y un momento de 16433 Nmm, se considera que el elemento sufre tanto carga axial como flexión como se muestra a continuación:

**Figura 69. DCL barra lateral superior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Datos:

$$L = 293,35 \text{ mm}$$

$$A_y = 184,25 \text{ N}$$

$$M_1 = 16433 \text{ Nmm}$$

$$L_2 = 20,9 \text{ mm}$$

$$b = 5 \text{ mm}$$

$$h = 18 \text{ mm}$$

$$E = 185000 \text{ MPa}$$

Estática:

Sumatoria de fuerzas en Y = 0

$$A_y + B_y = 0$$

Sumatoria de momentos en B = 0

$$A_y \times L_2 + M_1 + M_2 = 0$$

Luego de calcular el momento M2 se utiliza el software MDSolids para realizar los diagramas de fuerza cortante y momento flector necesarios para calcular los esfuerzos que sufre la viga, los cuales se aprecian en la figura 70. Los apoyos se ubican donde la barra está sujeta con las piezas de polietileno del dispositivo.

Esfuerzos:

$$I_x = I_z = \frac{b \times h^3}{12}$$

$$I_y = \frac{b^3 \times h}{12}$$

$$C = h/2$$

$$A = b \times h$$

$$\sigma_{axial} = \frac{W_y}{A}$$

$$\sigma_{flex} = \frac{M \times C}{I_z}$$

$$\sigma_{total} = \sigma_{axial} + \sigma_{flex}$$

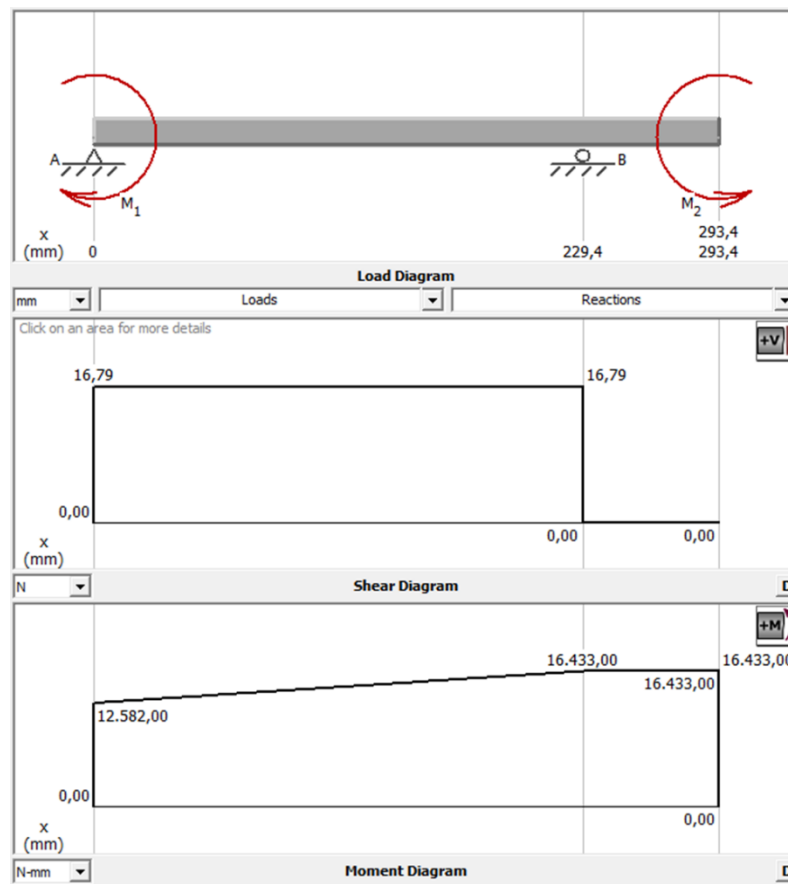
$$\tau_{max} = \frac{3}{2} \times \frac{V}{A}$$

Pandeo:

$$Le = 0,7 \times L$$

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 \times E \times I_y}{Le^2}$$

Figura 70. Diagrama de fuerza cortante y momento flector



Fuente: Autor(es) del proyecto

Resultados:

$$B_y = 184,25 \text{ N}$$

$$M_2 = 12582 \text{ Nmm}$$

$$A = 90 \text{ mm}^2$$

$$I_x = 2430 \text{ mm}^4$$

$$I_y = 187,5 \text{ mm}^4$$

$$C = 9 \text{ mm}$$

$$M_{max} = 16433 \text{ Nmm}$$

$$V = 16,79 \text{ N}$$

$$L_e = 205,3 \text{ mm}$$

$$\sigma_{total} = 58,82 \text{ MPa}$$

$$P_{cr} = 8,119 \times 10^9 \text{ N}$$

$$\tau_{max} = 0,2798 \text{ MPa}$$

$$\sigma_{flex} = 60,86 \text{ MPa}$$

$$\sigma_{axial} = 2,047 \text{ MPa}$$

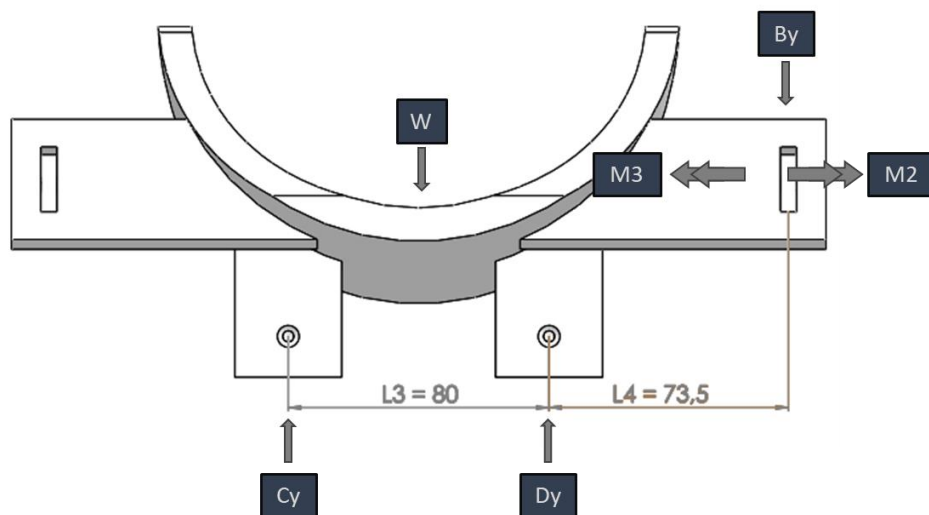
De los resultados se puede apreciar que la condición de pandeo no aplica para este elemento ya que la carga máxima a la que está sometido es menor a la carga crítica de pandeo.

La otra barra lateral se asume como un elemento de apoyo.

#### 7.3.2.4. Soporte inferior

Se calcula la estática del soporte inferior para obtener las reacciones de las barras laterales, el diagrama de cuerpo libre se muestra en la figura 71. Según la norma ASTM F2276, la carga máxima de diseño es de 135 kg para un factor de seguridad de 2,5.

**Figura 71. Diagrama de cuerpo libre del soporte inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Datos:

$$M2 = 12582 \text{ Nmm}$$

$$W = 135 \text{ kg} \times g \times 110\%$$

$$L3 = 80 \text{ mm}$$

$$g = 9,81 \text{ m/s}^2$$

$$L4 = 73,5 \text{ mm}$$

$$By = 184,25 \text{ N}$$

Estática:

Sumatoria de fuerzas en Y = 0

$$By + Cy + Dy + W = 0$$

Sumatoria de momentos en C = 0

(El momento M2 se cancela con la reacción del apoyo grueso y se deja de considerar)

$$W \times \frac{L3}{2} + By \times (L3 + L4) +$$

$$Dy \times L3 = 0$$

Resultados:

$$W = 1457 N$$

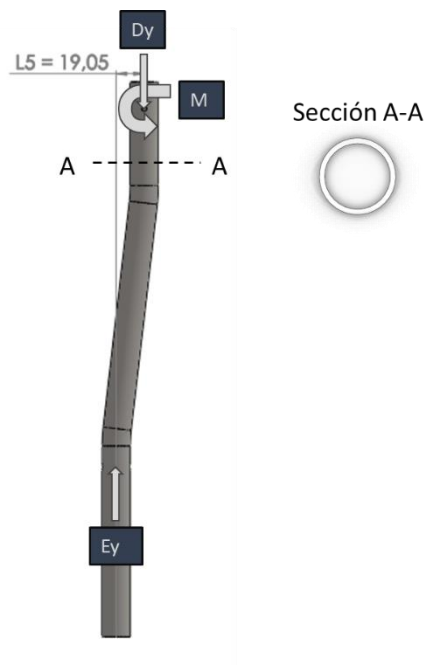
$$Cy = 559,1 N$$

$$Dy = 1082 N$$

### 7.3.2.5. Tubo lateral inferior

Tubo de aluminio 6061-T6, de módulo de Young equivalente a 69000 MPa.

**Figura 72. Diagrama de cuerpo libre del tubo lateral inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Datos:

$$Dy = 1082 N$$

$$L5 = 19,05 mm$$

$$E = 69000 MPa$$

$$t = 1,321 mm$$

$$D_{ext} = 19,05 mm$$

Estática:

Sumatoria de fuerzas en Y = 0

$$Dy + Ey = 0$$

Sumatoria de momentos en E = 0

$$E_y \times L_5 + M = 0$$

Esfuerzo axial:

$$D_{int} = D_{ext} - 2 \times t$$

$$A = \frac{\pi}{4} (D_{ext}^2 - D_{int}^2)$$

$$\sigma_{axial} = \frac{A_y}{A}$$

Esfuerzo flector:

$$I_z = \frac{\pi}{64} (D_{ext}^4 - D_{int}^4)$$

$$C = D_{ext}/2$$

$$\sigma_{flex} = \frac{M \times C}{I_z}$$

$$\sigma_{total} = \sigma_{axial} + \sigma_{flex}$$

Resultados:

$$E_y = 1082 \text{ N}$$

$$M = 20612 \text{ Nmm}$$

$$D_{int} = 16,41 \text{ mm}$$

$$A = 73,58 \text{ mm}^2$$

$$I_z = 2907 \text{ mm}^4$$

$$C = 9,525 \text{ mm}$$

$$\sigma_{axial} = 14,71 \text{ MPa}$$

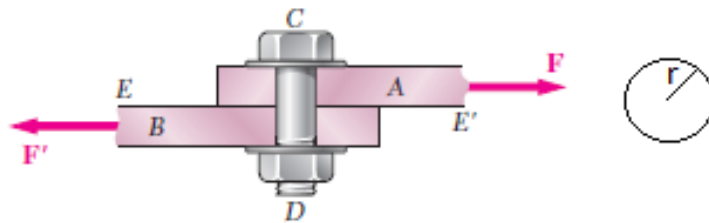
$$\sigma_{flex} = 67,54 \text{ MPa}$$

$$\sigma_{total} = 82,25 \text{ MPa}$$

### 7.3.2.6. Perno del tubo inferior

El perno que conecta la camisa con el tubo inferior está sometido a una carga de 1641 N, se calcula a continuación su esfuerzo cortante

Figura 73. Diagrama del perno



Fuente: Mecánica de materiales Beer

Datos:

$$r = 2,25 \text{ mm}$$

$$F = 1641 \text{ N}$$

Esfuerzo cortante:

$$A = \pi \times r^2$$

$$\tau_{max} = \frac{F}{A}$$

Resultados:

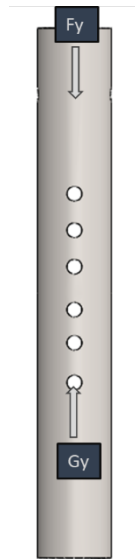
$$A = 15,9 \text{ mm}^2$$

$$\tau_{max} = 103,2 \text{ MPa}$$

### 7.3.2.7. Camisa del tubo inferior

Para la camisa del tubo inferior se realiza el análisis de elementos finitos manual utilizando el método del resorte igual que en el trabajo anterior, se trata de una barra empotrada en sus dos extremos, hecha de aluminio 6061-T6 con agujeros de radio equivalente a 2,25 mm, diagrama de cuerpo libre en la figura 74.

**Figura 74. Diagrama de cuerpo libre de la camisa**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Datos:

$$r = 2,25 \text{ mm}$$

$$Fy = 1641 \text{ N}$$

$$D_{ext} = 22,23$$

$$D_{int} = 19,28$$

$$E = 69000 \text{ MPa}$$

$$L = 160 \text{ mm}$$

Estática:

$$\text{Sumatoria de fuerzas en Y} = 0$$

$$Fy + Gy = 0$$

Esfuerzo axial:

$$A = \frac{\pi}{4} (D_{ext}^2 - D_{int}^2)$$

$$\sigma_{axial} = \frac{Fy}{A}$$

Pandeo:

$$I = \frac{\pi}{64} (D_{ext}^4 - D_{int}^4)$$

$$Le = 0,7 \times L$$

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 \times E \times I}{Le^2}$$

Resultados:

$$I = 1657 \text{ mm}^4$$

$$G_y = 1641 \text{ N}$$

$$L_e = 112 \text{ mm}$$

$$A = 96,18 \text{ mm}^2$$

$$P_{cr} = 89944 \text{ N}$$

$$\sigma_{axial} = 17,06 \text{ MPa}$$

De los resultados se puede apreciar que la condición de pandeo no aplica para este elemento ya que la carga máxima a la que está sometido es menor a la carga crítica de pandeo.

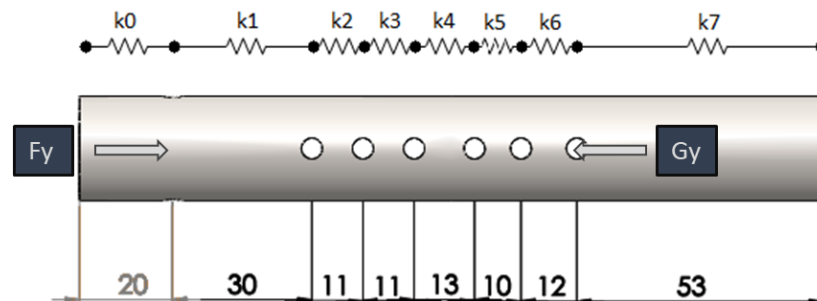
Deformaciones:

Para calcular las deformaciones que sufría la camisa se recurre al método de resortes para análisis de elementos finitos, en el cual se separa la camisa en varios elementos tipo resorte como se muestra en la figura 75 y se calcula la rigidez de cada elemento utilizando la siguiente ecuación:

$$k = \frac{A \times E}{L}$$

Donde A es el área de la sección transversal del elemento, E es el módulo de Young de la camisa y L es la longitud del elemento

**Figura 75. Camisa del tubo inferior analizada por el método del resorte**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Para los elementos k1, k2, k3, k4, k5 y k6, el área de la sección transversal tiene en cuenta los orificios de la camisa, que son de radio igual a 2,25 mm, por lo que el área se calcula con los radios interno y externo del tubo de la siguiente manera:

$$Area = A - 4 \times \int_0^r (\sqrt{R_{ext}^2 - x^2} - \sqrt{R_{int}^2 - x^2}) dx$$

La integral corresponde a la mitad de la sección que genera el agujero en un lado del tubo y es equivalente a 3,34546 mm<sup>2</sup> por lo que el área de la sección en esos elementos será igual a 82,79 mm<sup>2</sup>. Esta integral se resuelve en el **ANEXO F**

Por lo tanto, la contante de rigidez para cada elemento teniendo en cuenta su longitud será:

$$\begin{aligned}
 k_0 &= 331806 \text{ N/mm} & k_4 &= 439443 \text{ N/mm} \\
 k_1 &= 190426 \text{ N/mm} & k_5 &= 571277 \text{ N/mm} \\
 k_2 &= 519342 \text{ N/mm} & k_6 &= 476064 \text{ N/mm} \\
 k_3 &= 519342 \text{ N/mm} & k_7 &= 125210 \text{ N/mm}
 \end{aligned}$$

La matriz de rigidez para los ocho elementos se plantea a continuación:

$$[k] = \begin{bmatrix}
 k_0 & -k_0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 -k_0 & k_0 + k_1 & -k_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & -k_1 & k_1 + k_2 & -k_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & -k_2 & k_2 + k_3 & -k_3 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & -k_3 & k_3 + k_4 & -k_4 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & -k_4 & k_4 + k_5 & -k_5 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_5 & k_5 + k_6 & -k_6 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_6 & k_6 + k_7 & -k_7 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_7 & k_7
 \end{bmatrix}$$

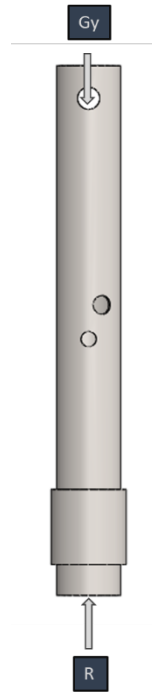
Por ende, resolviendo para  $F = [k] \cdot [u]$  y aplicando las condiciones de contorno, tendremos que los desplazamientos en los nodos serán:

$$\begin{aligned}
 u &= u_{n-1} + \frac{F}{K} & u_4 &= 0,02362 \text{ mm} \\
 u_0 &= 0,004946 \text{ mm} & u_5 &= 0,02649 \text{ mm} \\
 u_1 &= 0,01356 \text{ mm} & u_6 &= 0,02994 \text{ mm} \\
 u_2 &= 0,01672 \text{ mm} & u_7 &= 0,04305 \text{ mm} \\
 u_3 &= 0,01988 \text{ mm} & u_8 &= 0,04305 \text{ mm}
 \end{aligned}$$

### 7.3.2.8. Tubo inferior

Tubo de aluminio 6061-T6 sometido a una carga de 1641 N, se considera que el elemento está sometido solamente a carga axial como se muestra en la figura 76:

Figura 76. Diagrama de cuerpo libre del tubo inferior



Fuente: Autor(es) del proyecto

Datos:

$$r = 2,25 \text{ mm}$$

$$Gy = 1641 \text{ N}$$

$$D_{ext} = 19,05$$

$$t = 1,3208$$

$$E = 69000 \text{ MPa}$$

$$\sigma_y = 275 \text{ MPa}$$

$$L = 150 \text{ mm}$$

Estática:

Sumatoria de fuerzas en Y = 0

$$Ey + R = 0$$

Esfuerzo axial:

$$D_{int} = D_{ext} - 2 \times t$$

$$A = \frac{\pi}{4} (D_{ext}^2 - D_{int}^2)$$

$$\sigma_{axial} = \frac{Ey}{A}$$

Pandeo:

$$I = \frac{\pi}{64} (D_{ext}^4 - D_{int}^4)$$

$$Le = 0,7 \times L$$

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 \times E \times I}{Le^2}$$

Deformación:

$$\sigma_{axial} = E\varepsilon$$

$$\delta = \varepsilon \times L$$

Factor de seguridad

$$N = \frac{\sigma_y}{\sigma_{axial}}$$

Resultados:

$$R = 1641 \text{ N}$$

$$D_{int} = 16,41 \text{ mm}$$

$$A = 73,57 \text{ mm}^2$$

$$\sigma_{axial} = 22,31 \text{ MPa}$$

$$I = 925,2 \text{ mm}^4$$

$$Le = 105 \text{ mm}$$

$$P_{cr} = 53519 \text{ N}$$

$$\varepsilon = 0,0003233$$

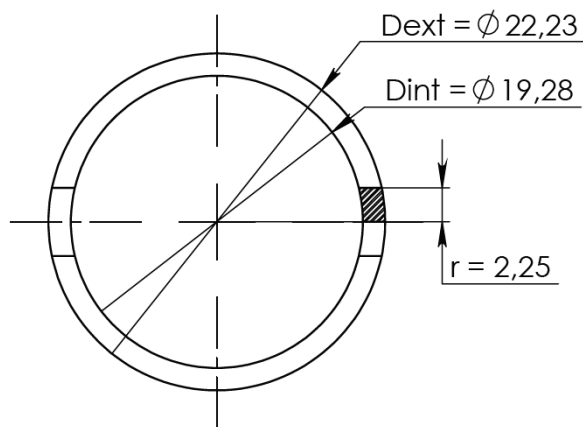
$$\delta = 0,05011 \text{ mm}$$

$$N = 5,603$$

## ANEXO F. Planteamiento de la integral de la camisa

Se requiere calcular el área de la sección transversal de la camisa en los puntos donde se va a colocar el pasador para fijarla, en estos puntos la camisa tiene agujeros de radio igual a 2,25 mm, estos agujeros se pueden dividir en 4 secciones iguales para simplificar el cálculo por lo que la integral se plantea de la siguiente manera:

**Figura 77. Sección por calcular**



Fuente: Autor(es) del proyecto

La ecuación del círculo está dada por:

$$(x - h)^2 + (y - k)^2 = r^2$$

Donde x e y son variables, h y k son el desplazamiento del círculo respecto al origen y r es el radio del círculo.

Como este no se encuentra desplazado del origen, será:

$$x^2 + y^2 = r^2$$

Despejando para y:

$$y = \sqrt{r^2 - x^2}$$

Por lo tanto, para una sección, la integral será el área desde el origen hasta el radio del agujero, de esta manera:

$$\int_0^r (\sqrt{R_{ext}^2 - x^2} - \sqrt{R_{int}^2 - x^2}) dx$$

De esta manera, la sección transversal cuando haya un agujero para el pasador estará dada por:

$$Area = A - 4 \times \int_0^r (\sqrt{R_{ext}^2 - x^2} - \sqrt{R_{int}^2 - x^2}) dx$$

Entonces, resolviendo la integral

$$Area = A - 4 \times \left( \int_0^r (\sqrt{R_{ext}^2 - x^2}) dx - \int_0^r (\sqrt{R_{int}^2 - x^2}) dx \right)$$

Como las dos integrales son del mismo tipo, se resuelve una integral indefinida:

$$\int \sqrt{R^2 - x^2} dx$$

Sustituyendo del triángulo:

$$\int R \cos \theta \times R \cos \theta dx$$

$$\Rightarrow \int R^2 \cos^2 \theta d\theta$$

$$\Rightarrow R^2 \int \cos^2 \theta d\theta$$

De la identidad trigonométrica:

$$\cos^2 \theta = \frac{1 + \cos 2\theta}{2}$$

$$\Rightarrow R^2 \int \frac{1 + \cos 2\theta}{2} d\theta$$

$$\Rightarrow \frac{R^2}{2} \int (1 + \cos 2\theta) d\theta$$

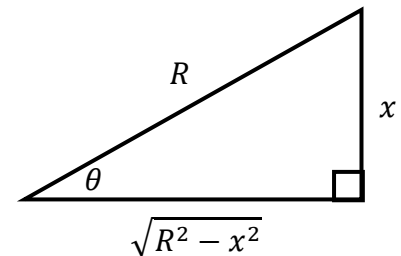
$$\Rightarrow \frac{R^2}{2} \left( \int d\theta + \int \cos 2\theta d\theta \right)$$

$$\Rightarrow \frac{R^2}{2} \left( \theta + \frac{1}{2} \sin 2\theta + C \right)$$

De la identidad trigonométrica:

$$\sin 2\theta = 2 \sin \theta \cos \theta$$

$$\Rightarrow \frac{R^2}{2} \left( \theta + \frac{1}{2} 2 \sin \theta \cos \theta + C \right)$$



Razones trigonométricas:

$$\cos \theta = \frac{\sqrt{R^2 - x^2}}{R}$$

$$R \cos \theta = \sqrt{R^2 - x^2}$$

$$\sin \theta = \frac{x}{R}$$

$$R \sin \theta = x$$

$$R \cos \theta d\theta = dx$$

$$\theta = \arcsin\left(\frac{x}{R}\right)$$

$$\Rightarrow \frac{R^2}{2} (\theta + \sin \theta \cos \theta + C)$$

Haciendo el cambio de variable de vuelta a x y reemplazando:

$$\frac{R^2}{2} \left( \arcsin \left( \frac{x}{R} \right) + \frac{x}{R} \times \frac{\sqrt{R^2 - x^2}}{R} + C \right)$$

$$\frac{R^2}{2} \left( \arcsin \left( \frac{x}{R} \right) + \frac{x \times \sqrt{R^2 - x^2}}{R^2} + C \right)$$

$$\frac{R^2}{2} \times \arcsin \left( \frac{x}{R} \right) + \frac{x \times \sqrt{R^2 - x^2}}{2} + C$$

Al evaluar la integral definida, la constante de integración se hace igual a 0, por lo tanto:

$$\frac{R^2}{2} \times \arcsin \left( \frac{x}{R} \right) + \frac{x \times \sqrt{R^2 - x^2}}{2}$$

La integral definida se evaluará entre 0 y r, para x = 0:

$$\frac{R^2}{2} \times \arcsin \left( \frac{0}{R} \right) + \frac{0 \times \sqrt{R^2 - 0^2}}{2} = 0$$

Por lo tanto, para x = r:

$$r = 2,25 \text{ mm}$$

$$D_{ext} = 22,23$$

$$R_{ext} = \frac{D_{ext}}{2} = 11,115 \text{ mm}$$

$$D_{int} = 19,28$$

$$R_{int} = \frac{D_{int}}{2} = 9,64 \text{ mm}$$

$$A = \frac{\pi}{4} (D_{ext}^2 - D_{int}^2)$$

$$A = 96,18 \text{ mm}^2$$

Reemplazando:

$$Area = A - 4 \times \left( \left( \frac{R_{ext}^2}{2} \times \arcsin \left( \frac{x}{R_{ext}} \right) + \frac{x \times \sqrt{R_{ext}^2 - x^2}}{2} \right) - \left( \frac{R_{int}^2}{2} \times \arcsin \left( \frac{x}{R_{int}} \right) + \frac{x \times \sqrt{R_{int}^2 - x^2}}{2} \right) \right)$$

$$Area = 96,18 - 4 \times \left( \left( \frac{11,115^2}{2} \times \arcsin \left( \frac{2,25}{11,115} \right) + \frac{2,25 \times \sqrt{11,115^2 - 2,25^2}}{2} \right) - \left( \frac{9,64^2}{2} \times \arcsin \left( \frac{2,25}{9,64} \right) + \frac{x \times \sqrt{9,64^2 - 2,25^2}}{2} \right) \right)$$

$$Area = 96,18 - (4 \times 3,345)$$

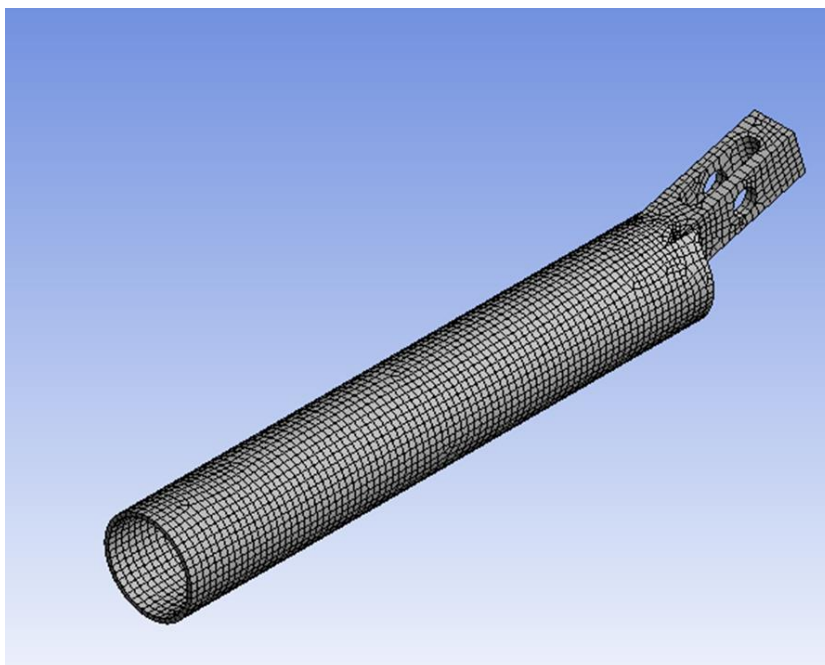
$$Area = 82,79 \text{ mm}^2$$

## ANEXO G. Análisis de elementos finitos de la fase de apoyo del prototipo original

### 7.3.3.1. Manija del apoyo superior

No se realizaron seccionamientos ni alteraciones en su geometría, se utilizó una malla multizone la cual dio una calidad de malla mala.

**Figura 78. Mallado de la manija del apoyo superior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

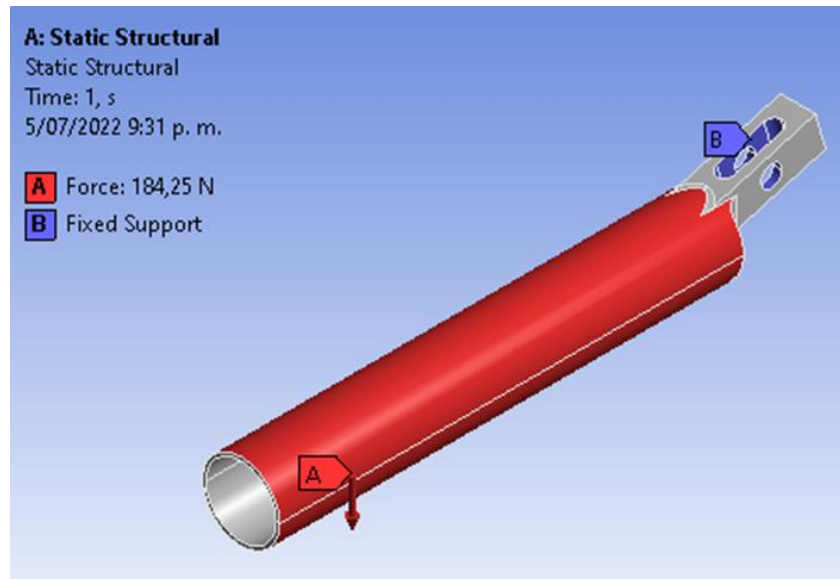
**Tabla 19. Estadísticas de mallado de la manija del apoyo superior**

Estadísticas de mallado					
Nodos			106198		
Numero de Elementos			64499		
Calidad del elemento		Asimetria		Calidad ortogonal	
Min	2,75E-02	Min	1,31E-10	Min	1,12E-03
Max	1	Max	0,99888	Max	1
Promedio	0,6584	Promedio	4,45E-01	Promedio	0,54173
Desviacion	1,71E-01	Desviacion	1,90E+00	Desviacion	1,82E-01

Fuente: Autor(es) del proyecto

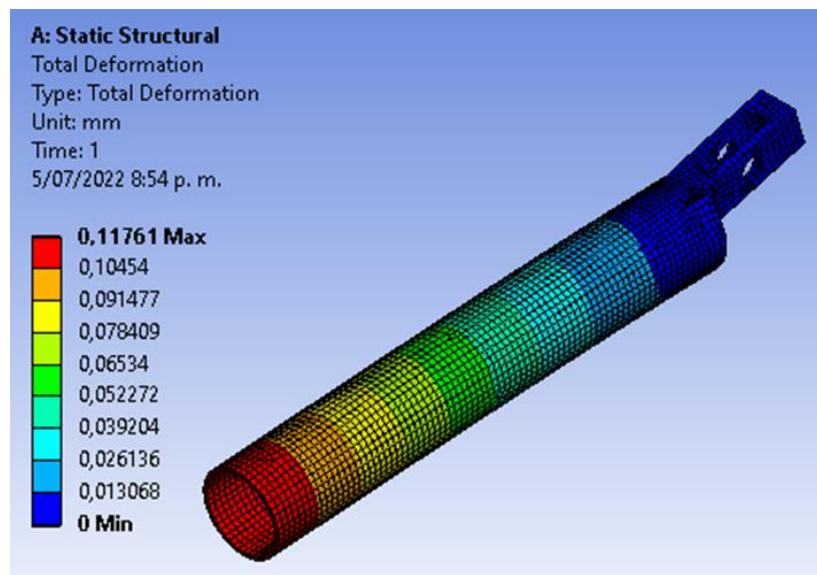
Como condiciones de contorno se tiene la fuerza equivalente a 184,25 N la cual corresponde a la fuerza máxima con la que una persona se apoya y un apoyo fijo en donde iría la barra lateral superior atornillada.

**Figura 79. Condiciones de contorno de la manija del apoyo superior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

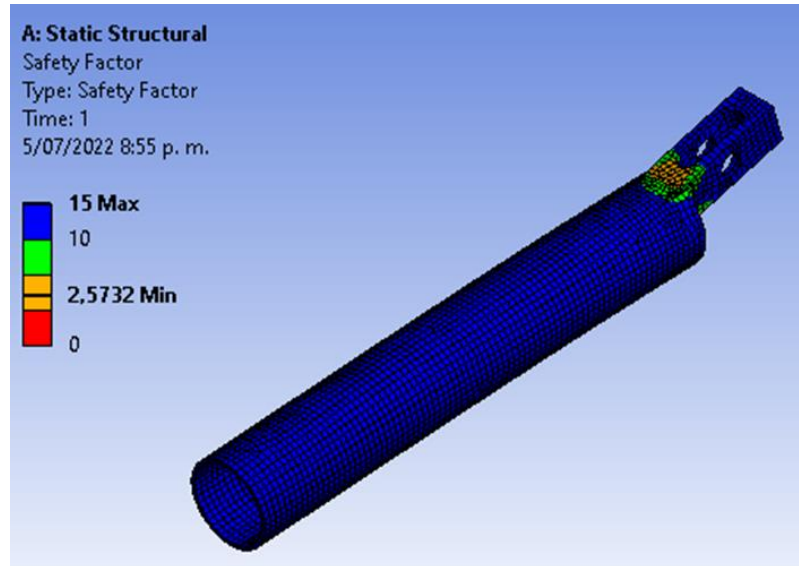
**Figura 80. Deformación de la manija del apoyo superior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

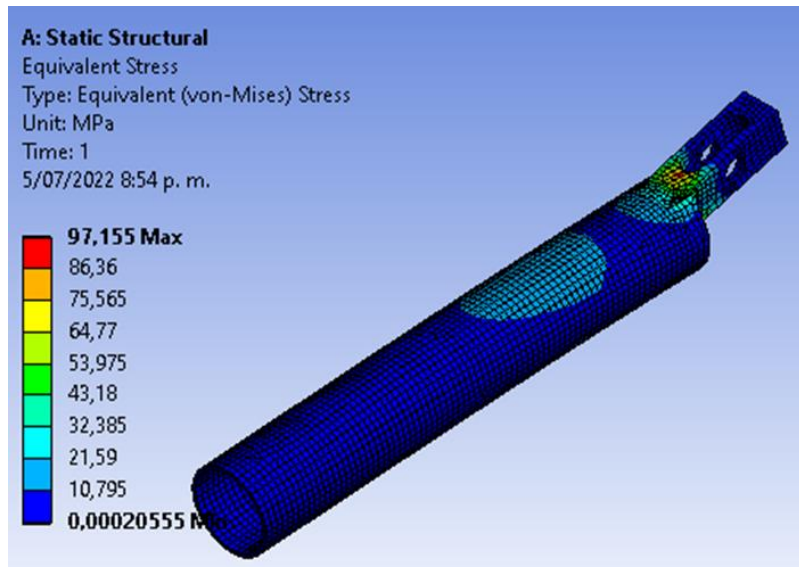
Bajo las condiciones de contorno dadas, la manija tuvo una deformación de 0,11761 mm, un factor de seguridad mínimo de 2,5732 y un esfuerzo máximo de 97,155 MPa.

**Figura 81. Factor de seguridad en la manija del apoyo superior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 82. Esfuerzo máximo en la manija del apoyo superior**

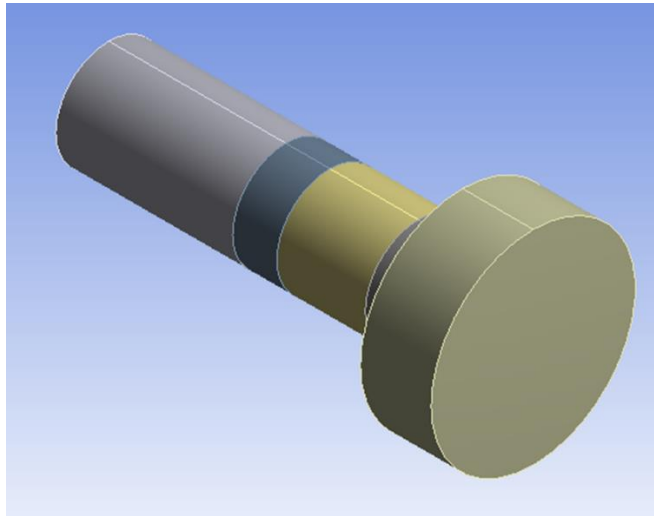


Fuente: Autor(es) del proyecto

### 7.3.3.2. Tornillo de la manija

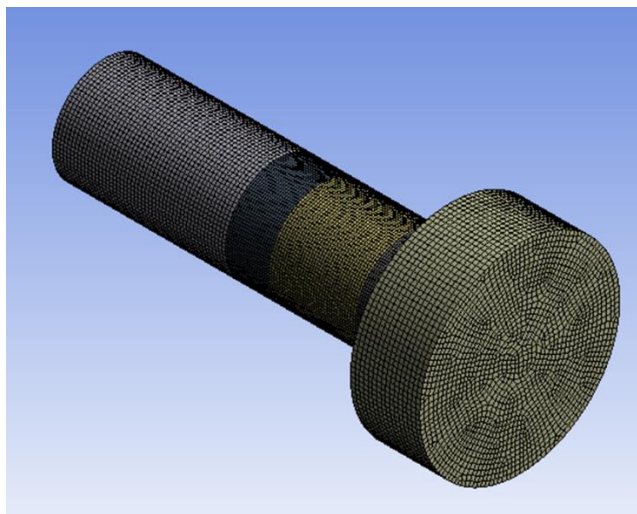
Se secciono donde iba la manija y la barra lateral superior, se hizo la malla con la herramienta multizone obteniendo buenas métricas de mallado, el esfuerzo cortante máximo obtenido es de 341,18 MPa, resultado que difiere del obtenido en los cálculos el cual es 393,99 MPa.

**Figura 83. Geometría del tornillo de la manija**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 84. Mallado del tornillo de la manija**



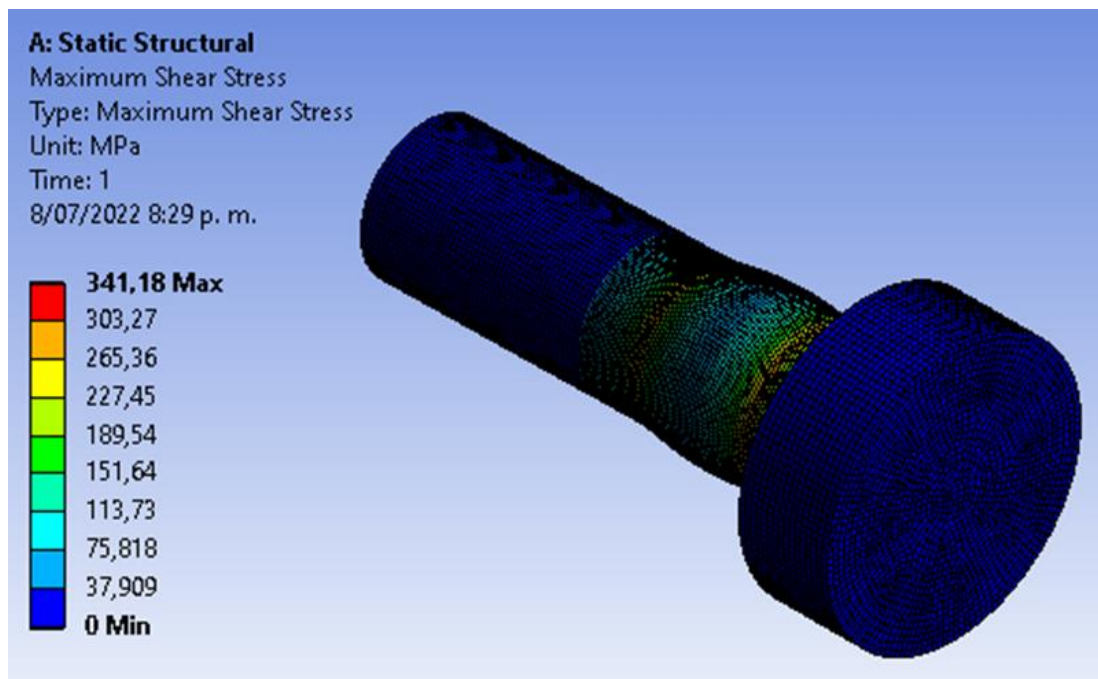
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Tabla 20. Estadísticas de mallado del tornillo de la manija**

Estadísticas de mallado					
Nodos			767457		
Numero de Elementos			179966		
Calidad del elemento		Asimetria		Calidad ortogonal	
Min	0,57924	Min	3,61E-03	Min	0,59842
Max	0,99987	Max	0,73872	Max	0,99998
Promedio	0,97035	Promedio	1,19E-01	Promedio	0,97958
Desviacion	4,18E-02	Desviacion	1,10E-01	Desviacion	3,40E-02

Fuente: Autor(es) del proyecto

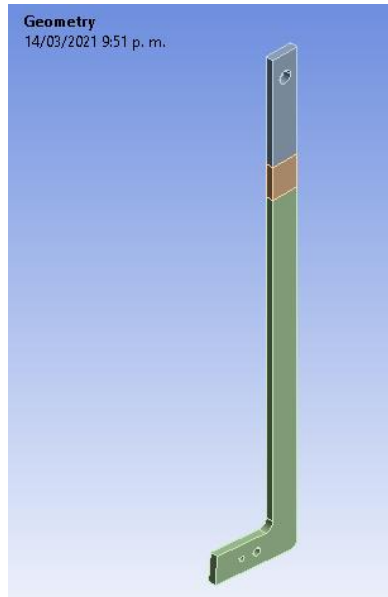
**Figura 85. Esfuerzo cortante máximo en el tornillo de la manija**



Fuente: Autor(es) del proyecto

### 7.3.3.3. Barra lateral superior

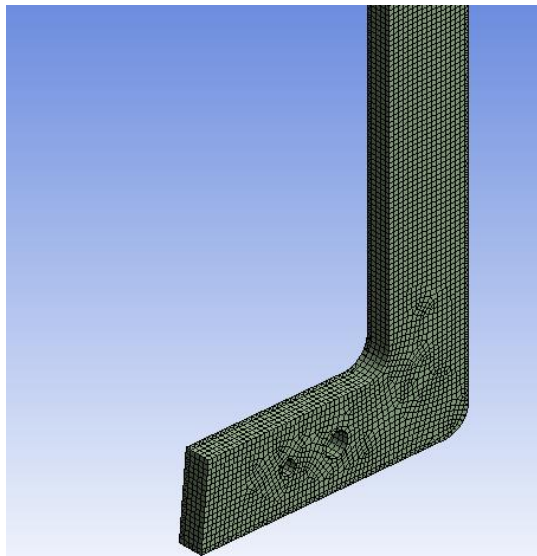
**Figura 86. Geometría de la barra lateral superior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Para el análisis la barra se secciono en el punto en el cual se encuentra el apoyo superior, este seccionamiento se encuentra indicado en rojo y se hizo para facilitar la colocación de las condiciones de contorno.

**Figura 87. Mallado de la barra lateral superior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

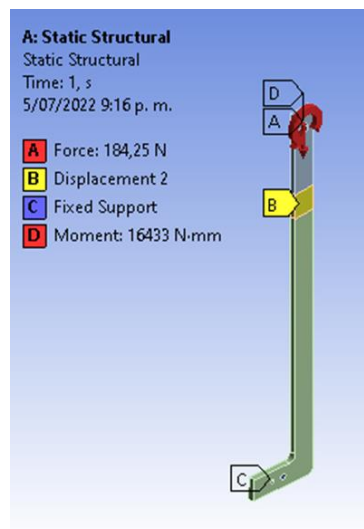
La malla se realizó utilizando la herramienta multizone, la cual permite utilizar elementos hexaédricos, lo cual mejora la calidad del mallado. Las métricas de mallado se exponen en la siguiente tabla:

**Tabla 21. Estadísticas de mallado de la barra lateral superior**

Estadísticas de mallado					
Nodos			150643		
Numero de Elementos			31115		
Calidad del elemento		Asimetria		Calidad ortogonal	
Min	0,72374	Min	1,31E-10	Min	0,78231
Max	1	Max	0,68568	Max	1
Promedio	0,98796	Promedio	4,90E-02	Promedio	0,99469
Desviacion	2,52E-02	Desviacion	6,84E-02	Desviacion	1,34E-02

Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 88. Condiciones de contorno de la barra lateral superior**

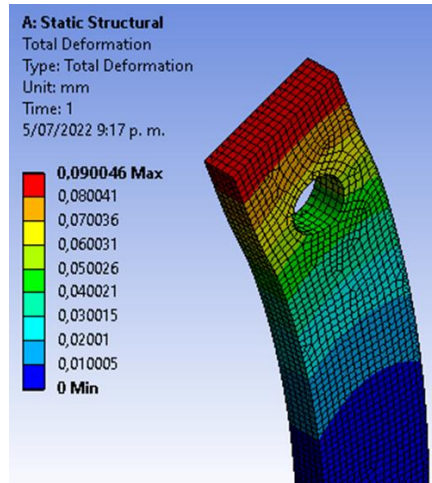


Fuente: Autor(es) del proyecto

Como condiciones de contorno se tienen un apoyo fijo en la parte inferior de la barra, un desplazamiento en la parte donde va el apoyo superior (resaltada en amarillo), una fuerza hacia abajo de 184,25 N y un momento de 16433 N mm.

En la figura 89 se puede apreciar que con las condiciones especificadas la barra sufre una deformación máxima de 0,090046 mm alrededor de donde se encuentra aplicada la fuerza.

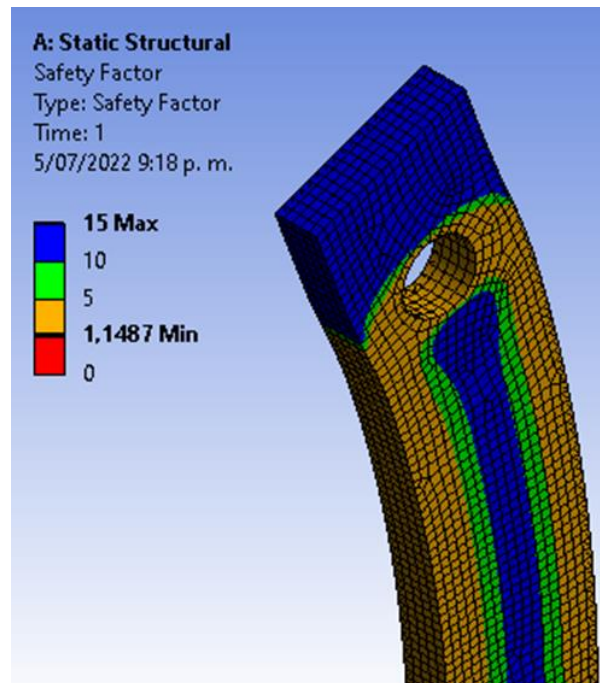
**Figura 89. Deformaciones en la barra lateral superior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

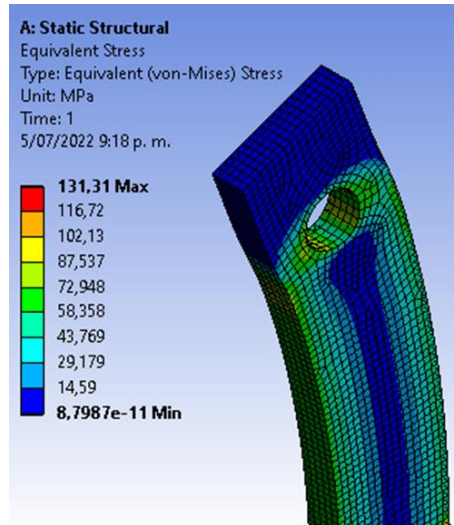
El factor de seguridad mínimo para esta pieza será de 1,1487. Adicionalmente, la pieza sufre un esfuerzo máximo de 131,31 MPa.

**Figura 90. Factor de seguridad en la barra lateral superior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 91. Esfuerzos en la barra lateral superior**

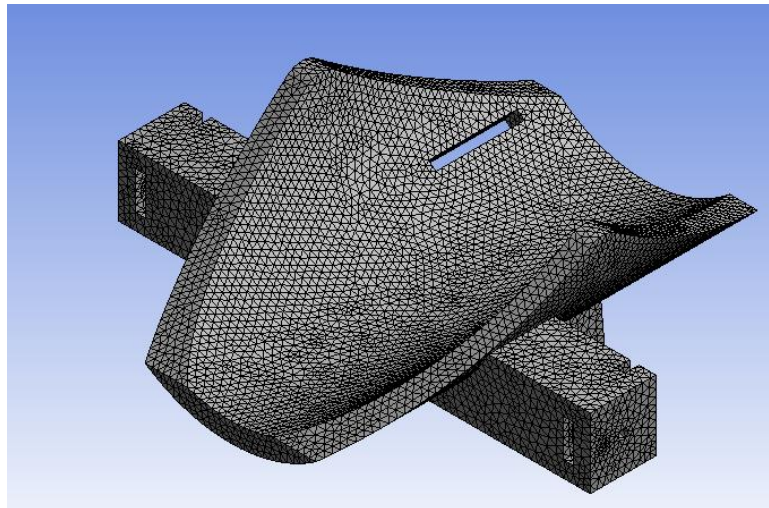


Fuente: Autor(es) del proyecto

#### 7.3.3.4. Soporte inferior

Para el soporte inferior no se realizaron seccionamientos ni alteraciones en su geometría, se usó un mallado tetraédrico por la complejidad de la pieza, el cual dio una calidad de malla mala.

**Figura 92. Mallado del soporte inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

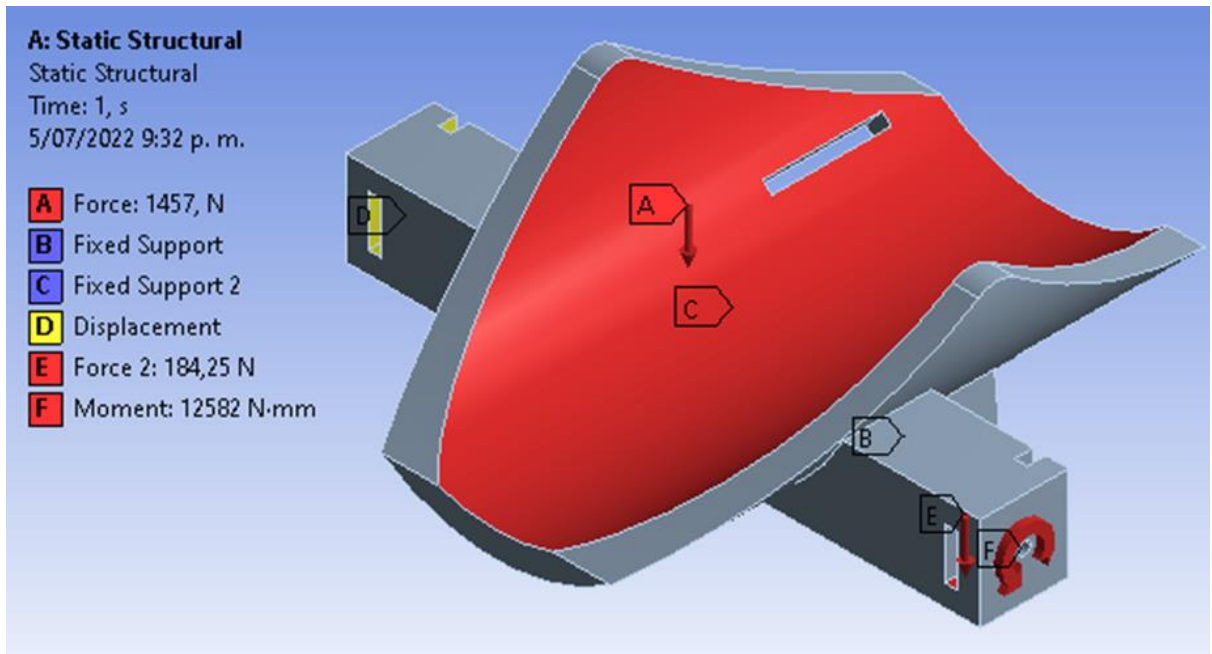
**Tabla 22. Estadísticas de mallado del soporte inferior**

Estadísticas de mallado					
Nodos			209428		
Numero de Elementos			139684		
Calidad del elemento		Asimetria		Calidad ortogonal	
Min	0,37542	Min	1,06E-03	Min	3,01E-02
Max	0,99993	Max	0,96988	Max	0,99437
Promedio	0,83102	Promedio	0,23732	Promedio	0,76171
Desviacion	7,91E-02	Desviacion	0,11123	Desviacion	0,10972

Fuente: Autor(es) del proyecto

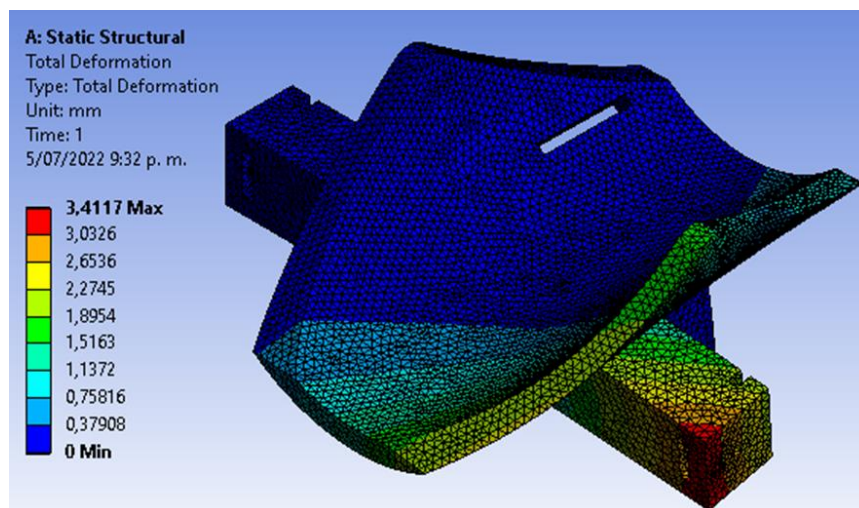
Como condiciones de contorno se tiene una fuerza de 1457 N en la zona de apoyo de la rodilla, dos soportes fijos en donde van los tubos laterales inferiores, una fuerza de 184,25 N y un momento de 12582 N mm en donde va la barra lateral superior de la manija y un apoyo en donde va la otra barra lateral superior. Con estas condiciones de contorno se obtiene una deformación de 3,4117 mm.

**Figura 93. Condiciones de contorno del soporte inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

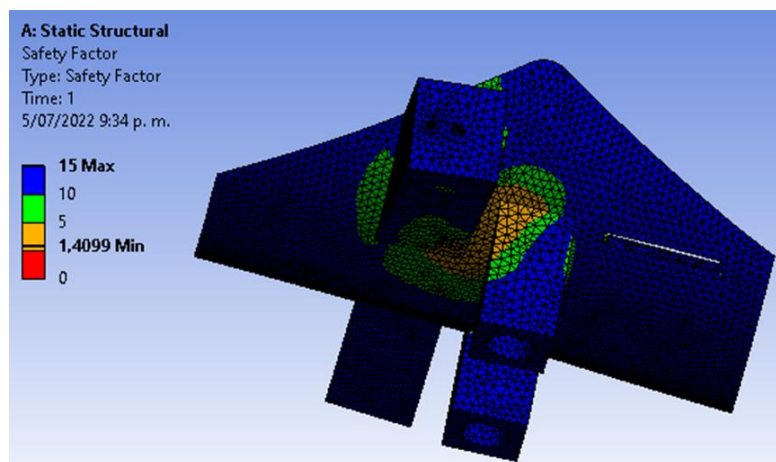
**Figura 94. Deformación del soporte inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

El factor de seguridad mínimo de esta pieza bajo las condiciones dadas es de 1,4099 por lo que según el criterio del anterior trabajo<sup>41</sup> no se cumple un factor de seguridad mínimo de 2,5. El esfuerzo máximo en esta pieza es de 17,731 MPa.

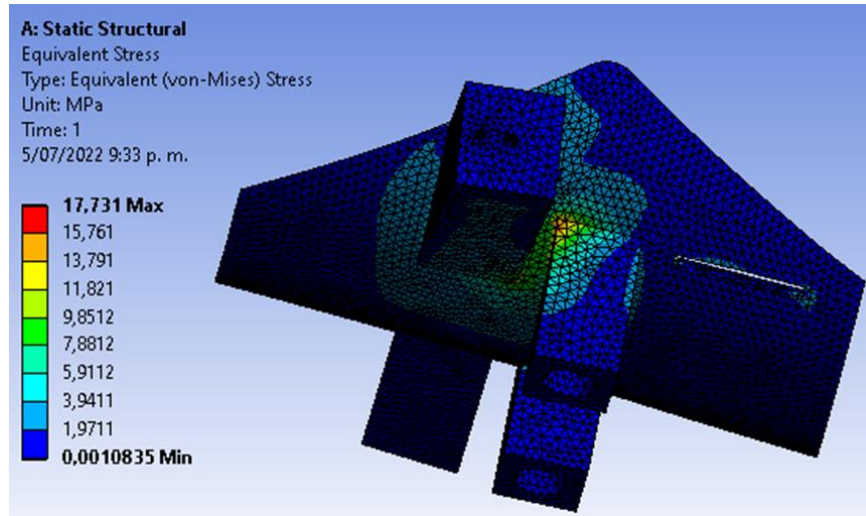
**Figura 95. Factor de seguridad del soporte inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

<sup>41</sup> F. A. Quijano Lopez, "DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UNA PROTESIS DE APOYO PARA PERSONAS CON LESIONES EN LOS MIEMBROS INFERIORES DEBAJO DE RODILLA," Universidad Industrial de Santander, 2016.

**Figura 96. Esfuerzo máximo en el soporte inferior**

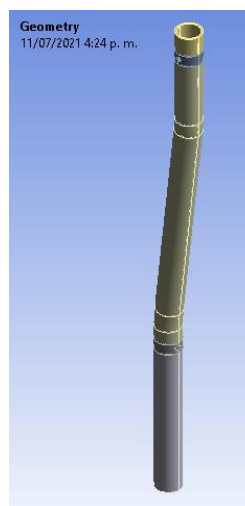


Fuente: Autor(es) del proyecto

#### **7.3.3.5. Tubo lateral inferior**

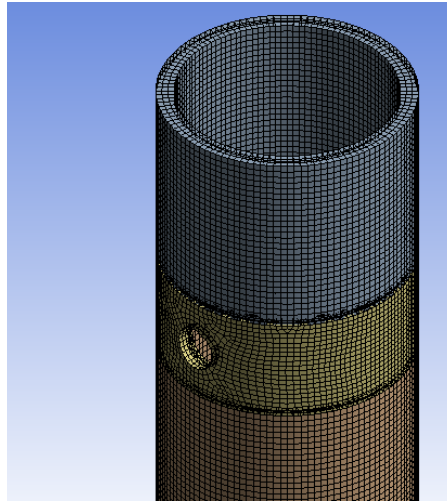
Esta pieza se secciono en donde tenía agujeros para que fuera más sencillo su mallado, en donde se encuentran los agujeros se utilizó la opción de esfera de influencia en edge sizing para que abarcara toda la sección y para el resto del cuerpo se utilizó multizone, la malla resultante es de una calidad buena considerando el promedio que resulto en las tres métricas.

**Figura 97. Geometría del tubo lateral inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 98. Mallado del tubo lateral inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

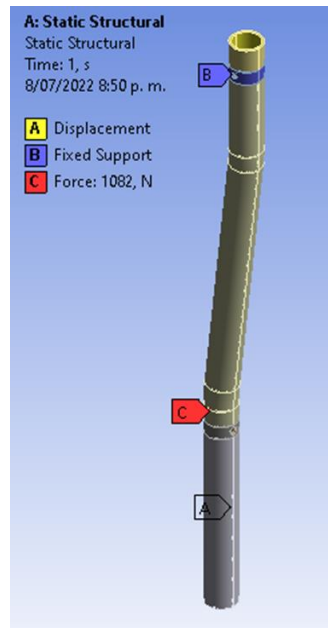
**Tabla 23. Estadísticas de mallado del tubo lateral inferior**

Estadísticas de mallado					
Nodos			1391991		
Numero de Elementos			277415		
Calidad del elemento		Asimetria		Calidad ortogonal	
Min	0,58821	Min	1,36E-02	Min	0,62353
Max	1	Max	0,8423	Max	0,99989
Promedio	0,97991	Promedio	2,48E-02	Promedio	0,99729
Desviacion	2,35E-02	Desviacion	4,04E-02	Desviacion	1,37E-02

Fuente: Autor(es) del proyecto

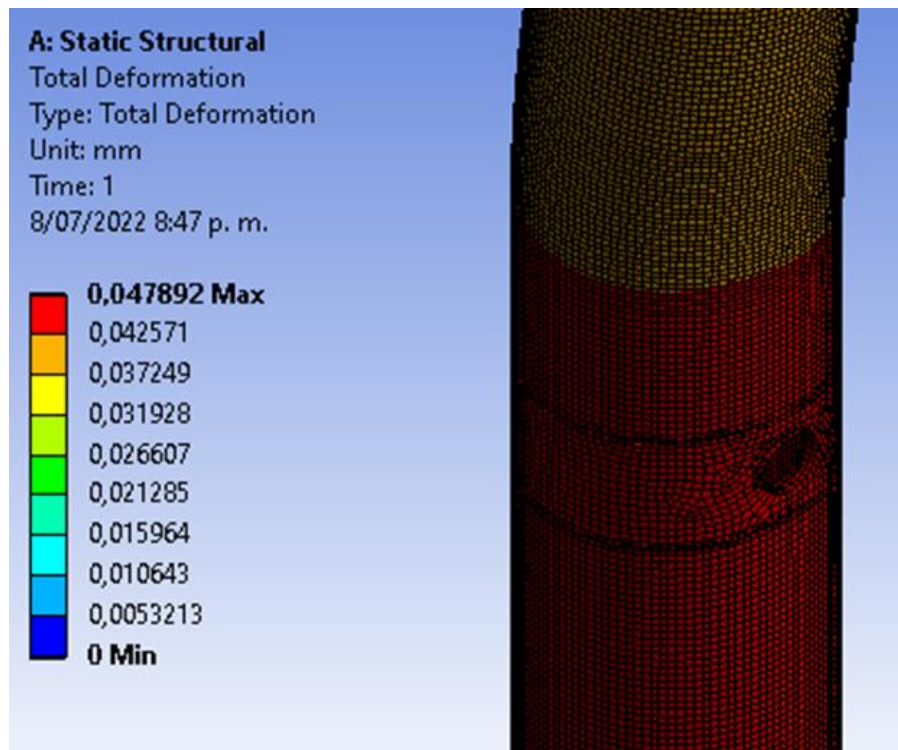
Las condiciones de contorno de la pieza son un apoyo fijo donde conecta con el soporte inferior, una fuerza de 1082 N correspondiente con la estática del problema y una restricción por todo el interior del tubo que solo considerara desplazamientos verticales. Con estas condiciones de contorno se obtiene una deformación máxima de 0,047892 mm alrededor de donde esta aplicada la fuerza, un factor de seguridad mínimo de 5,0895 el cual es aceptable y un esfuerzo máximo de 55,016 MPa.

**Figura 99. Condiciones de contorno del tubo lateral inferior**



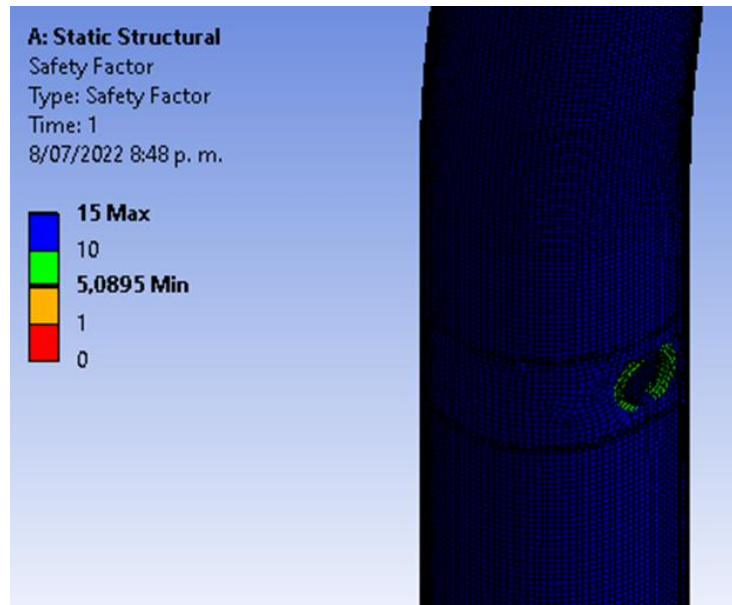
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 100. Deformación del tubo lateral inferior**



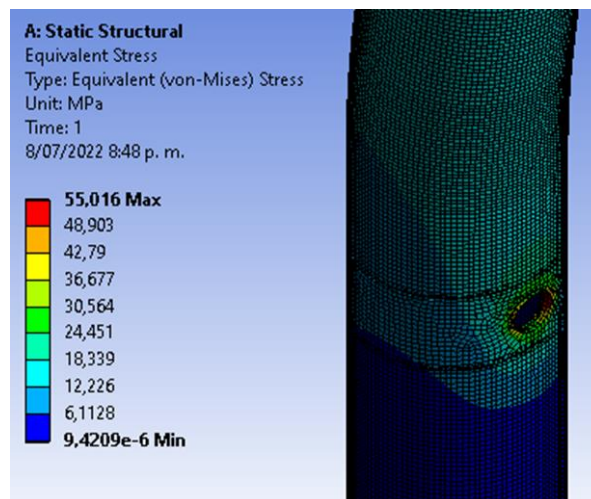
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 101. Factor de seguridad del tubo lateral inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 102. Esfuerzo máximo en el tubo lateral inferior**



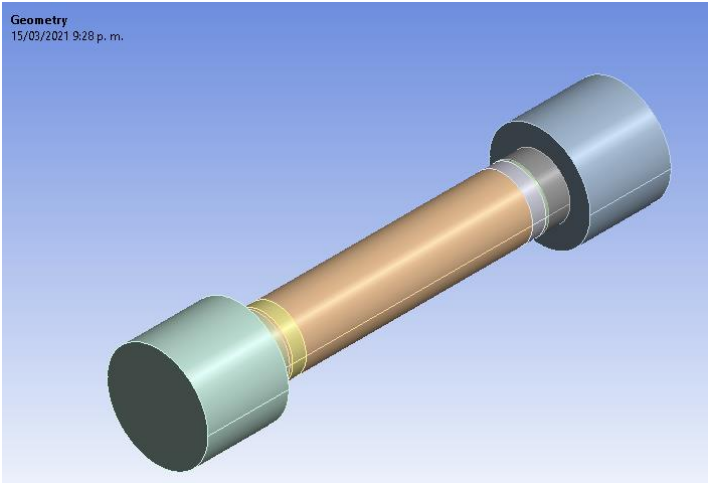
Fuente: Autor(es) del proyecto

### 7.3.3.6. Perno del tubo inferior

Para el perno que une la camisa con el tubo inferior se secciono dónde iban estos elementos y se hizo la malla utilizando la herramienta de multizone, dando unas buenas métricas de mallado. El esfuerzo cortante máximo obtenido para el perno

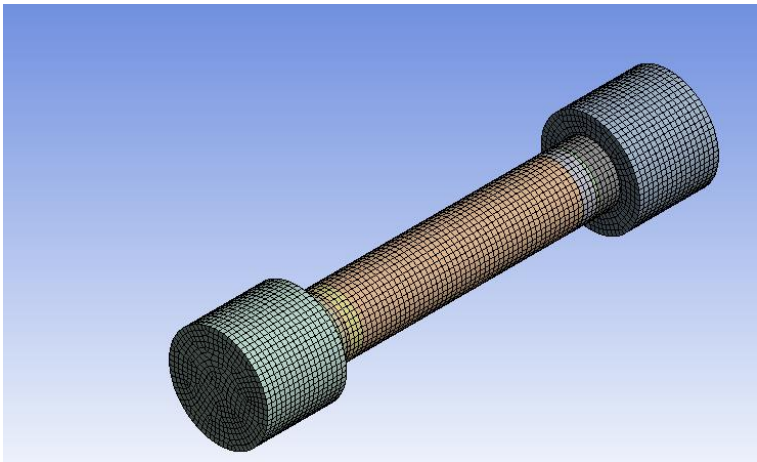
fue de 131,53 MPa, resultado que difiere del obtenido en los cálculos manuales el cual fue de 103,2 MPa.

**Figura 103. Geometría del perno**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 104. Mallado del perno**



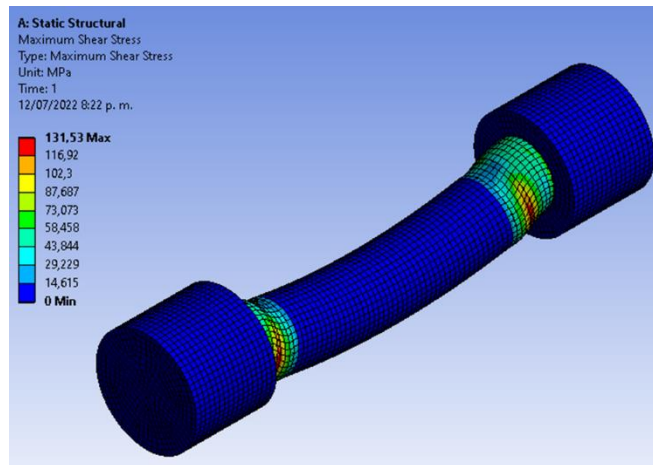
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Tabla 24. Estadísticas de mallado del perno**

Estadísticas de mallado					
Nodos			111461		
Numero de Elementos			24414		
Calidad del elemento		Asimetria		Calidad ortogonal	
Min	0,62873	Min	1,40E-02	Min	0,65083
Max	0,99991	Max	0,69761	Max	0,99968
Promedio	0,95518	Promedio	0,17059	Promedio	0,97044
Desviacion	4,87E-02	Desviacion	0,11949	Desviacion	3,78E-02

Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 105. Esfuerzo cortante máximo en el perno**

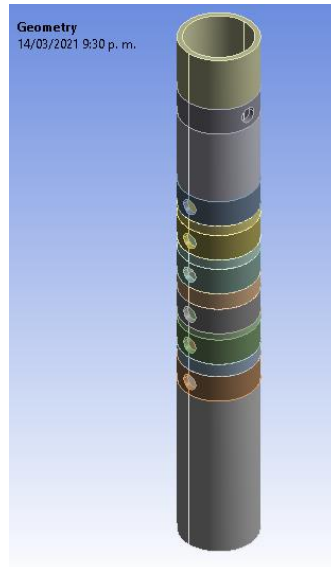


Fuente: Autor(es) del proyecto

### 7.3.3.7. Camisa del tubo inferior

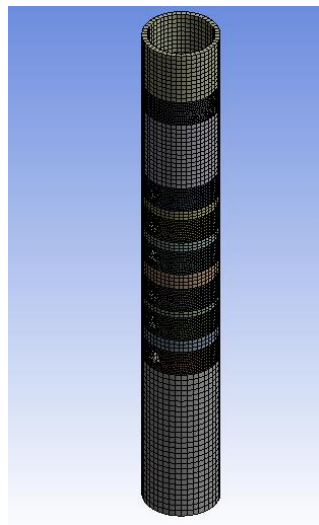
La camisa del tubo inferior se secciono en 15 partes para que fuera más sencillo su mallado, se utilizaron las herramientas de multizone y Edge sizing, esta última con esfera de influencia para mejorar el mallado en los puntos donde estaban los agujeros, la malla obtenida es buena según las métricas de calidad utilizadas.

**Figura 106. Geometría de la camisa del tubo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 107. Mallado de la camisa del tubo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

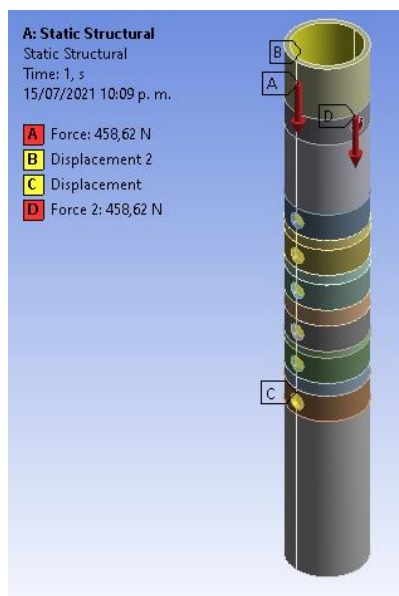
**Tabla 25. Estadísticas de mallado de la camisa**

Estadísticas de mallado					
Nodos			197622		
Numero de Elementos			35718		
Calidad del elemento		Asimetria		Calidad ortogonal	
Min	0,75151	Min	1,73E-02	Min	0,74067
Max	0,99997	Max	0,617	Max	0,99981
Promedio	0,96705	Promedio	8,51E-02	Promedio	0,98871
Desviacion	3,11E-02	Desviacion	9,12E-02	Desviacion	2,46E-02

Fuente: Autor(es) del proyecto

En las condiciones de contorno se tienen 2 fuerzas, una de 1082 N y otra de 559,1 N, que conectan a la camisa con los tubos laterales para un total de 1641 N que son los obtenidos en los cálculos manuales, un apoyo en el último agujero de la camisa y una restricción que solo permite desplazamiento vertical.

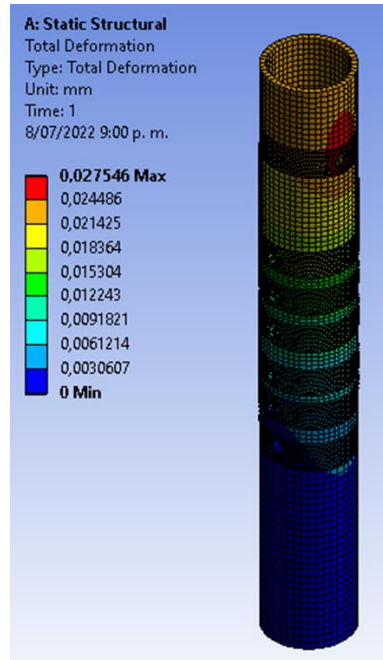
**Figura 108. Condiciones de contorno de la camisa**



Fuente: Autor(es) del proyecto

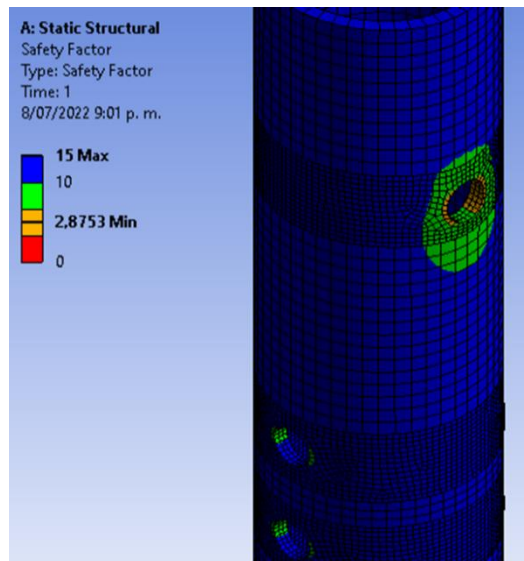
Con estas condiciones de contorno se obtiene una deformación de 0,0275 mm, un factor de seguridad mínimo de 2,8753 que apenas cumple con ser mayor que el factor de seguridad mínimo por norma y un esfuerzo máximo de 97,382 MPa.

**Figura 109. Deformación de la camisa del tubo inferior**



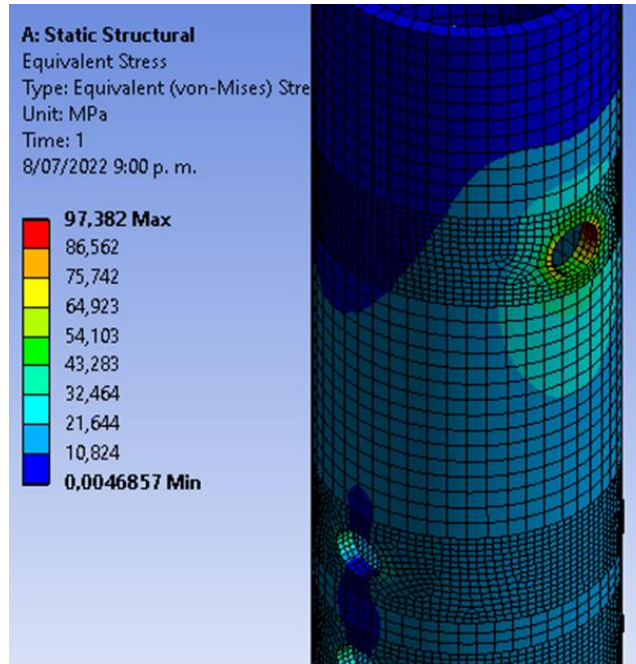
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 110. Factor de seguridad de la camisa del tubo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 111. Esfuerzo máximo en la camisa**

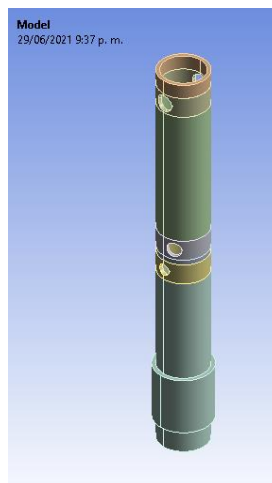


Fuente: Autor(es) del proyecto

### 7.3.3.8. Tubo inferior

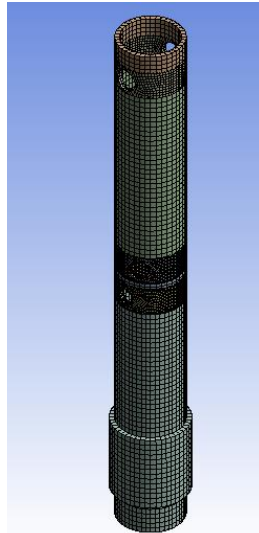
Se secciono donde había agujeros (a pesar de que 2 de estos eran errores de construcción) y se utilizaron las herramientas de multizone y Edge sizing, obteniendo una malla de buena calidad

**Figura 112. Geometría del tubo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 113. Mallado del tubo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

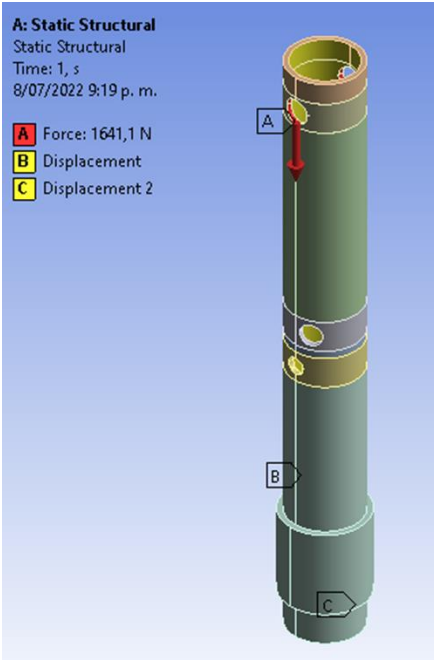
**Figura 114. Estadísticas de mallado del tubo inferior**

Estadísticas de mallado					
Nodos		91939			
Numero de Elementos		15899			
Calidad del elemento		Asimetria		Calidad ortogonal	
Min	0,42268	Min	1,35E-02	Min	0,64167
Max	0,99999	Max	0,68288	Max	0,99989
Promedio	0,96629	Promedio	6,88E-02	Promedio	0,99062
Desviacion	4,83E-02	Desviacion	8,52E-02	Desviacion	2,69E-02

Fuente: Autor(es) del proyecto

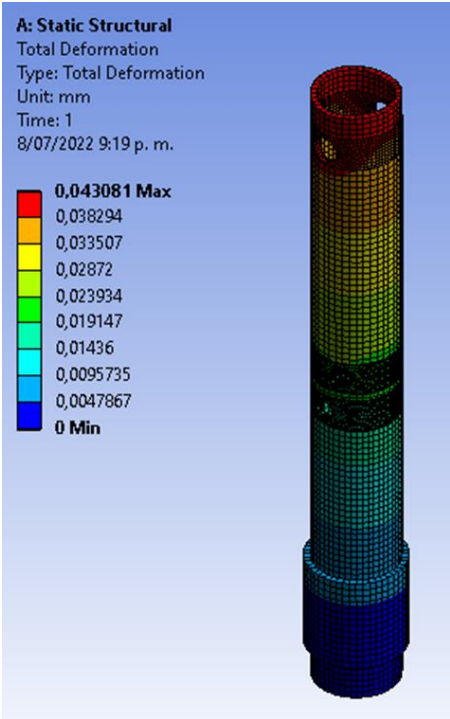
Las condiciones de contorno utilizadas fueron una fuerza aplicada en los agujeros que conectan el tubo con su camisa de 1641,1 N, la cual fue obtenida en los cálculos manuales, un apoyo en la parte inferior que corresponde al lugar donde va la contera (a la cual no se le hizo análisis) y una restricción que solo permite desplazamientos verticales, que son los relevante en el análisis. Se obtuvo una deformación máxima de 0,043 mm la cual es cercana a la obtenida en los cálculos manuales (0,05011 mm), un factor de seguridad de 4,2203 que indica que la pieza no fallara bajo estas condiciones y un esfuerzo máximo de 66,345 MPa.

Figura 115. Condiciones de contorno del tubo inferior



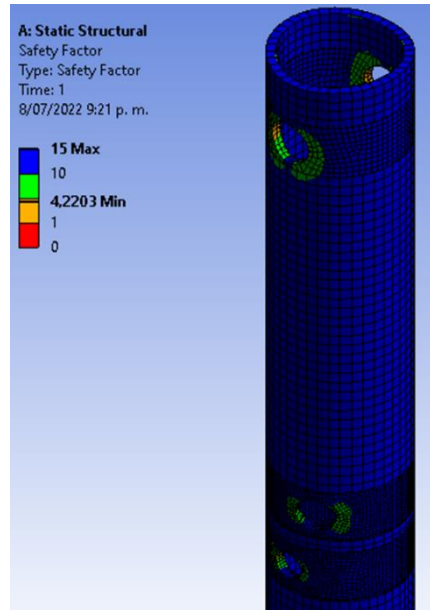
Fuente: Autor(es) del proyecto

Figura 116. Deformación del tubo inferior



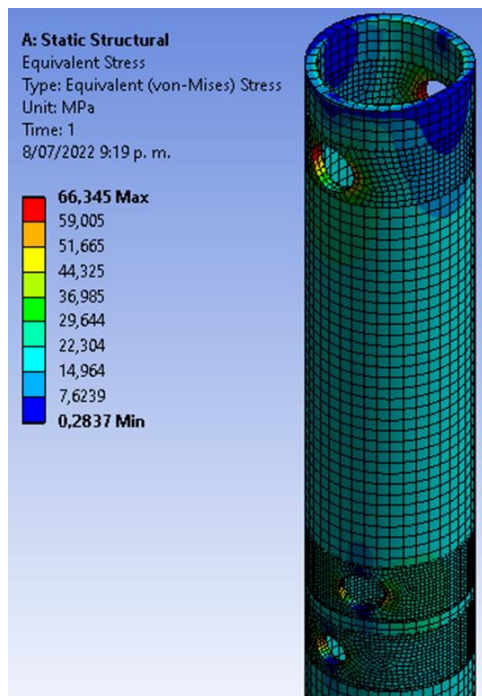
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 117. Factor de seguridad del tubo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 118. Esfuerzo máximo en el tubo inferior**



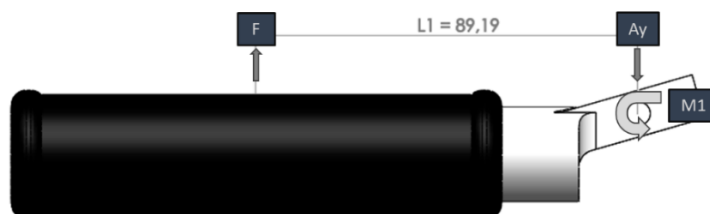
Fuente: Autor(es) del proyecto

## ANEXO H. Cálculos de la fase de balanceo del prototipo original

### 7.3.5.1. Manija del apoyo superior

La manija está hecha de acero, tiene aplicada una fuerza equivalente a el peso del dispositivo más un tercio del peso de la pierna, la cual se encuentra jalándola hacia arriba, como se muestra en la figura 119.

Figura 119. Diagrama de cuerpo libre de la manija



Fuente: Autor(es) del proyecto

Datos:

$$F = \frac{135 \text{ kg} \times g \times 16,1\%}{3} + 2 \text{ kg} \times g$$

$$g = 9,81 \text{ m/s}^2$$

$$L_1 = 89,19 \text{ mm}$$

Estática:

Sumatoria de fuerzas en Y = 0

$$F + A_y = 0$$

Sumatoria de momentos en A = 0

$$F \times L_1 + M_1 = 0$$

Resultados:

$$F = 90,69 \text{ N}$$

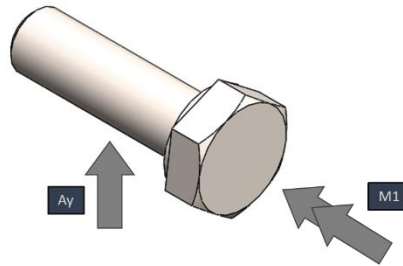
$$A_y = 90,69 \text{ N}$$

$$M_1 = 8089 \text{ Nmm}$$

### 7.3.5.2. Tornillo de la manija

El tornillo que conecta la manija con la barra lateral superior está sometido a un momento torsor de 8089 Nmm y a una fuerza cortante de 90,69 N. El tornillo tiene un radio de 3 mm.

Figura 120. Diagrama de cuerpo libre del tornillo



Fuente: Autor(es) del proyecto

Datos:

$$A_y = 90,69 \text{ N}$$

$$M_1 = T = 8089 \text{ Nmm}$$

$$r = 3 \text{ mm}$$

$$d = 2 \times r$$

Esfuerzo cortante:

$$A = \pi \times r^2$$

$$\tau_{A_y} = \frac{A_y}{A}$$

$$\tau_{torsion} = \frac{16 \times T}{\pi \times d^3}$$

$$\tau_{max} = \tau_{A_y} + \tau_{torsion}$$

Resultados:

$$A = 28,27 \text{ mm}^2$$

$$d = 6 \text{ mm}$$

$$\tau_{A_y} = 3,21 \text{ MPa}$$

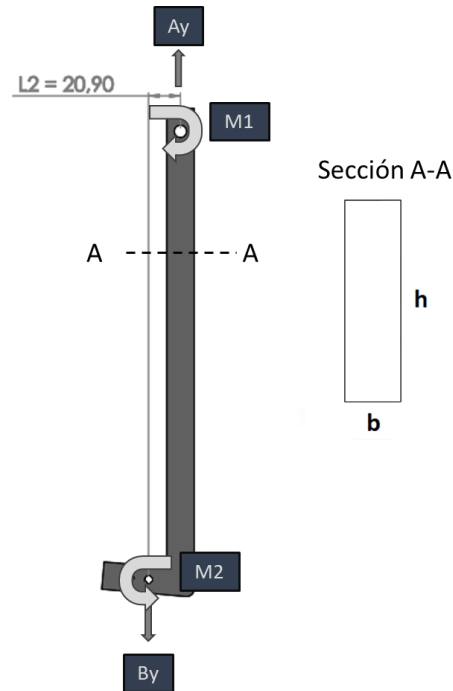
$$\tau_{torsion} = 190,73 \text{ MPa}$$

$$\tau_{max} = 193,94 \text{ MPa}$$

### 7.3.5.3. Barra lateral superior

Barra de hierro de módulo de Young equivalente a 185000 MPa sometida a una carga de 90,69 N y un momento de 8089 Nmm, se considera que el elemento sufre tanto carga axial como flexión como se muestra a continuación:

**Figura 121. DCL barra lateral superior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Datos:

$$L = 293,35 \text{ mm}$$

$$A_y = 90,69 \text{ N}$$

$$M_1 = 8089 \text{ Nmm}$$

$$L_2 = 20,9 \text{ mm}$$

$$b = 5 \text{ mm}$$

$$h = 18 \text{ mm}$$

$$E = 185000 \text{ MPa}$$

Estática:

Sumatoria de fuerzas en Y = 0

$$A_y + B_y = 0$$

Sumatoria de momentos en B = 0

$$A_y \times L_2 + M_1 + M_2 = 0$$

Luego de calcular el momento  $M_2$  se utiliza el software MDSolids para realizar los diagramas de fuerza cortante y momento flector necesarios para calcular los esfuerzos que sufre la viga, los cuales se aprecian en la figura 122. Los apoyos se ubican donde la barra está sujeta con las piezas de polietileno del dispositivo.

Esfuerzos:

$$I_x = I_z = \frac{b \times h^3}{12}$$

$$I_y = \frac{b^3 \times h}{12}$$

$$C = h/2$$

$$A = b \times h$$

$$\sigma_{axial} = \frac{W_y}{A}$$

$$\sigma_{flex} = \frac{M \times C}{I_z}$$

$$\sigma_{total} = \sigma_{axial} + \sigma_{flex}$$

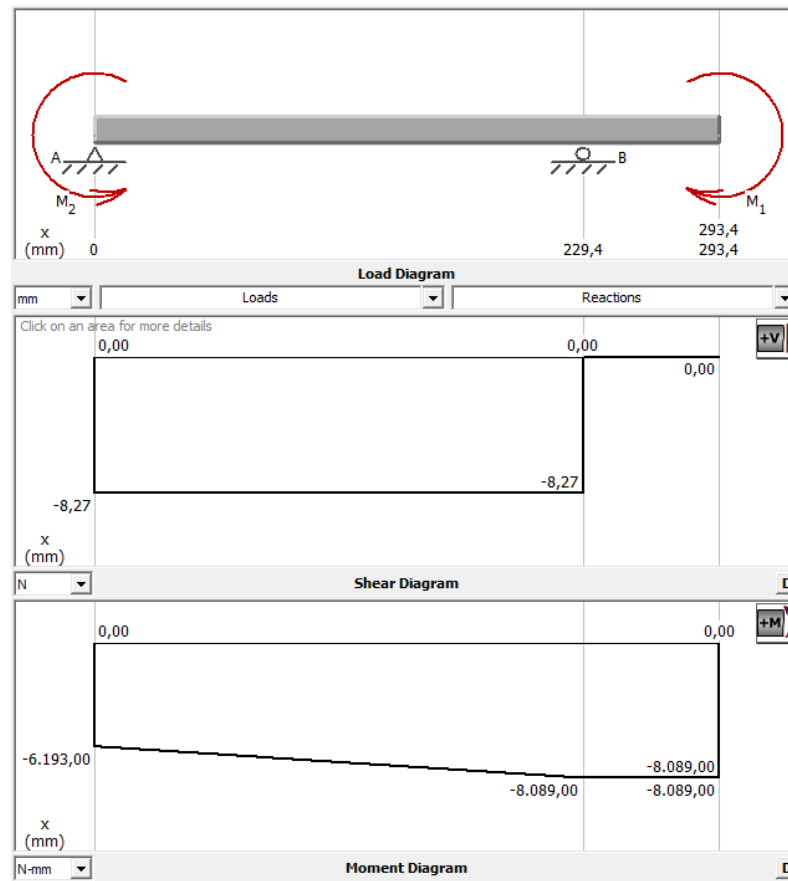
$$\tau_{max} = \frac{3}{2} \times \frac{V}{A}$$

Pandeo:

$$L_e = 0,7 \times L$$

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 \times E \times I_y}{L_e^2}$$

Figura 122. Diagrama de fuerza cortante y momento flector



Fuente: Autor(es) del proyecto

Resultados:

$$B_y = 90,69 \text{ N}$$

$$M_2 = 6193 \text{ Nmm}$$

$$A = 90 \text{ mm}^2$$

$$I_x = 2430 \text{ mm}^4$$

$$I_y = 187,5 \text{ mm}^4$$

$$C = 9 \text{ mm}$$

$$M_{max} = 8089 \text{ Nmm}$$

$$V = 8,27 \text{ N}$$

$$Le = 205,3 \text{ mm}$$

$$P_{cr} = 8,119 \times 10^9 \text{ N}$$

$$\sigma_{flex} = 29,96 \text{ MPa}$$

$$\sigma_{axial} = 1,008 \text{ MPa}$$

$$\sigma_{total} = 30,97 \text{ MPa}$$

$$\tau_{max} = 0,1378 \text{ MPa}$$

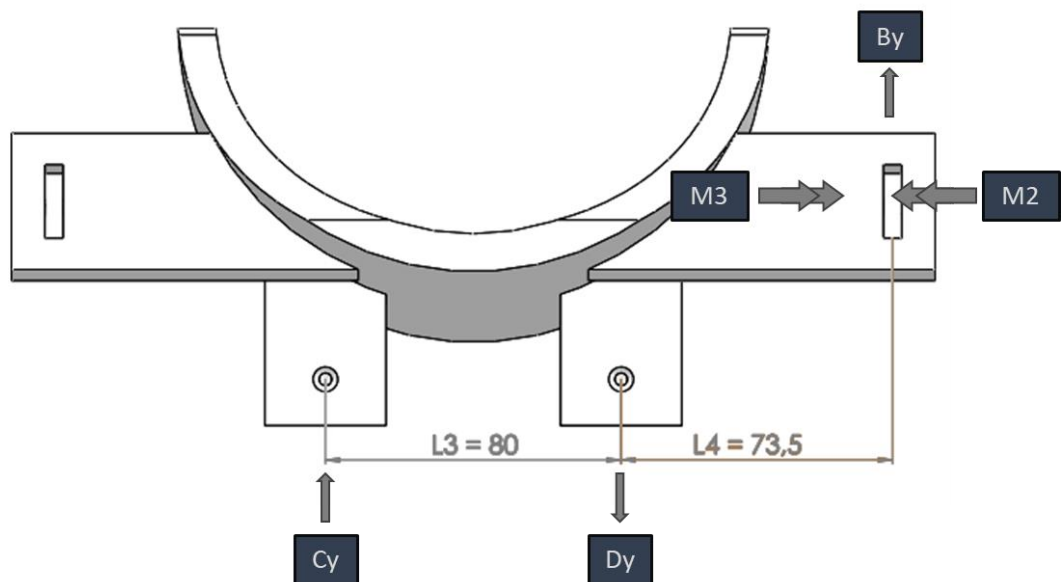
De los resultados se puede apreciar que la condición de pandeo no aplica para este elemento ya que la carga máxima a la que está sometido es menor a la carga crítica de pandeo.

La otra barra lateral se asume como un elemento de apoyo.

#### 7.3.5.4. Soporte inferior

Se calcula la estática del soporte inferior para obtener las reacciones de las barras laterales, el diagrama de cuerpo libre se muestra en la figura 123.

**Figura 123. Diagrama de cuerpo libre del soporte inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Datos:

$$B_y = 90,69 \text{ N}$$

$$M_2 = 6193 \text{ Nmm}$$

$$L_3 = 80 \text{ mm}$$

$$L_4 = 73,5 \text{ mm}$$

Estática:

Sumatoria de fuerzas en Y = 0

$$B_y + C_y + D_y = 0$$

Sumatoria de momentos en C = 0  
 (El momento M2 se cancela con la reacción del apoyo grueso y se deja de considerar)

$$By \times (L3 + L4) + Dy \times L3 = 0$$

### 7.3.5.5. Tubo lateral inferior

Tubo de aluminio 6061-T6, de módulo de Young equivalente a 69000 MPa, se analiza el elemento de mayor carga.

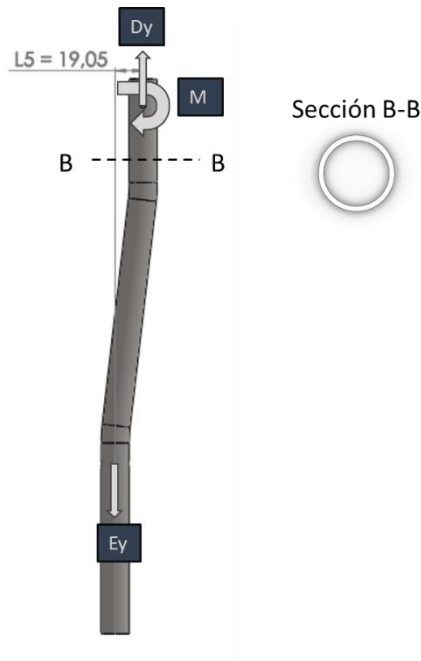
Resultados:

$$Cy = 83,32 \text{ N}$$

$$Dy = 174 \text{ N}$$

$$M3 = 6193 \text{ Nmm}$$

**Figura 124. Diagrama de cuerpo libre del tubo lateral inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Datos:

$$Dy = 174 \text{ N}$$

$$L5 = 19,05 \text{ mm}$$

$$E = 69000 \text{ MPa}$$

$$t = 1,321 \text{ mm}$$

$$D_{ext} = 19,05 \text{ mm}$$

Estática:

Sumatoria de fuerzas en Y = 0

$$Dy + Ey = 0$$

Sumatoria de momentos en E = 0

$$Ey \times L5 + M = 0$$

Esfuerzo axial:

$$D_{int} = D_{ext} - 2 \times t$$

$$A = \frac{\pi}{4} (D_{ext}^2 - D_{int}^2)$$

$$\sigma_{axial} = \frac{Ay}{A}$$

Esfuerzo flector:

$$I_z = \frac{\pi}{64}(D_{ext}^4 - D_{int}^4)$$

$$C = D_{ext}/2$$

$$\sigma_{flex} = \frac{M \times C}{I_z}$$

$$\sigma_{total} = \sigma_{axial} + \sigma_{flex}$$

Resultados:

$$Ey = 174 N$$

$$M = 3315 Nmm$$

$$D_{int} = 16,41 mm$$

$$A = 73,58 mm^2$$

$$I_z = 2907 mm^4$$

$$C = 9,525 mm$$

$$\sigma_{axial} = 2,365 MPa$$

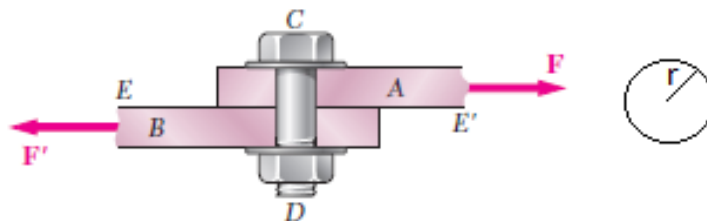
$$\sigma_{flex} = 10,86 MPa$$

$$\sigma_{total} = 13,23 MPa$$

### 7.3.5.6. Perno del tubo inferior

El perno que conecta la camisa con el tubo inferior está sometido a una carga de 90,69 N, se calcula a continuación su esfuerzo cortante

**Figura 125. Diagrama del perno**



Fuente: Mecánica de materiales Beer

Datos:

$$r = 2,25 mm$$

$$F = 90,69 N$$

Esfuerzo cortante:

$$A = \pi \times r^2$$

$$\tau_{max} = \frac{F}{A}$$

Resultados:

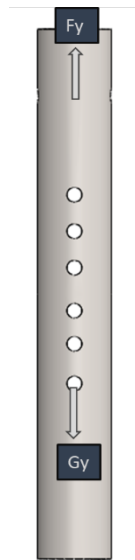
$$A = 15,9 mm^2$$

$$\tau_{max} = 5,702 MPa$$

### 7.3.5.7. Camisa del tubo inferior

Para la camisa del tubo inferior se realiza el análisis de elementos finitos manual utilizando el método del resorte, se trata de una barra empotrada en sus dos extremos, hecha de aluminio 6061-T6 con agujeros de radio equivalente a 2,25 mm, diagrama de cuerpo libre en la figura 126.

**Figura 126. Diagrama de cuerpo libre de la camisa**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Datos:

$$r = 2,25 \text{ mm}$$

$$F_y = 90,69 \text{ N}$$

$$D_{ext} = 22,23$$

$$D_{int} = 19,28$$

$$E = 69000 \text{ MPa}$$

$$L = 160 \text{ mm}$$

Estática:

Sumatoria de fuerzas en Y = 0

$$F_y + G_y = 0$$

Esfuerzo axial:

$$A = \frac{\pi}{4} (D_{ext}^2 - D_{int}^2)$$

$$\sigma_{axial} = \frac{D_y}{A}$$

Pandeo:

$$I = \frac{\pi}{64} (D_{ext}^4 - D_{int}^4)$$

$$L_e = 0,7 \times L$$

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 \times E \times I}{L_e^2}$$

Resultados:

$$G_y = 90,69 \text{ N}$$

$$A = 96,18 \text{ mm}^2$$

$$\sigma_{axial} = 0,943 \text{ MPa}$$

$$Le = 112 \text{ mm}$$

$$I = 1657 \text{ mm}^4$$

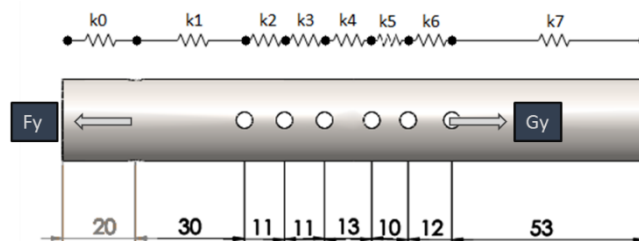
$$P_{cr} = 89944 \text{ N}$$

De los resultados se puede apreciar que la condición de pandeo no aplica para este elemento ya que la carga máxima a la que está sometido es menor a la carga crítica de pandeo.

Deformaciones:

Nuevamente se realiza el mismo proceso que en la sección **7.3.2.7. Camisa del tubo inferior**

**Figura 127. Camisa del tubo inferior analizada por el método del resorte**



Fuente: Autor(es) del proyecto

La constante de rigidez se calcula utilizando la siguiente ecuación

$$k = \frac{A \times E}{L}$$

A su vez, para los orificios, se tiene en cuenta nuevamente la integral planteada en el **ANEXO F** para el área.

Por lo tanto, la contante de rigidez para cada elemento teniendo en cuenta su longitud será:

$$k_0 = 331806 \text{ N/mm}$$

$$k_4 = 439443 \text{ N/mm}$$

$$k_1 = 190426 \text{ N/mm}$$

$$k_5 = 571277 \text{ N/mm}$$

$$k_2 = 519342 \text{ N/mm}$$

$$k_6 = 476064 \text{ N/mm}$$

$$k_3 = 519342 \text{ N/mm}$$

$$k_7 = 125210 \text{ N/mm}$$

La matriz de rigidez para los ocho elementos se plantea a continuación:

$$[k] = \begin{bmatrix} k_0 & -k_0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -k_0 & k_0 + k_1 & -k_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -k_1 & k_1 + k_2 & -k_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -k_2 & k_2 + k_3 & -k_3 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -k_3 & k_3 + k_4 & -k_4 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -k_4 & k_4 + k_5 & -k_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_5 & k_5 + k_6 & -k_6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_6 & k_6 + k_7 & -k_7 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_7 & k_7 \end{bmatrix}$$

Por ende, resolviendo para  $F = [k] \cdot [u]$  y aplicando las condiciones de contorno, tendremos que los desplazamientos en los nodos serán:

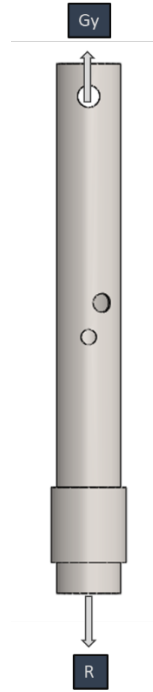
$$u = u_{n-1} + \frac{F}{K}$$

$u_0 = 0,0002733 \text{ mm}$	$u_4 = 0,001305 \text{ mm}$
$u_1 = 0,0007496 \text{ mm}$	$u_5 = 0,001464 \text{ mm}$
$u_2 = 0,0009242 \text{ mm}$	$u_6 = 0,001654 \text{ mm}$
$u_3 = 0,001099 \text{ mm}$	$u_7 = 0,002379 \text{ mm}$
	$u_8 = 0,002379 \text{ mm}$

### 7.3.5.8 Tubo inferior

Tubo de aluminio 6061-T6 sometido a una carga de 90,69 N, se considera que el elemento está sometido solamente a carga axial como se muestra en la figura 128:

Figura 128. Diagrama de cuerpo libre del apoyo inferior



Fuente: Autor(es) del proyecto

Datos:

$$r = 2,25 \text{ mm}$$

$$G_y = 90,69 \text{ N}$$

$$D_{ext} = 19,05$$

$$t = 1,3208$$

$$E = 69000 \text{ MPa}$$

$$\sigma_y = 275 \text{ MPa}$$

$$L = 150 \text{ mm}$$

Estática:

Sumatoria de fuerzas en Y = 0

$$G_y + R = 0$$

Esfuerzo axial:

$$D_{int} = D_{ext} - 2 \times t$$

$$A = \frac{\pi}{4} (D_{ext}^2 - D_{int}^2)$$

$$\sigma_{axial} = \frac{G_y}{A}$$

Pandeo:

$$I = \frac{\pi}{64} (D_{ext}^4 - D_{int}^4)$$

$$L_e = 0,7 \times L$$

$$P_{cr} = \frac{\pi^2 \times E \times I}{L_e^2}$$

Deformación:

$$\sigma_{axial} = E \varepsilon$$

$$\delta = \varepsilon \times L$$

Factor de seguridad

$$N = \frac{\sigma_y}{\sigma_{axial}}$$

Resultados:

$$\varepsilon = 0,00001787$$

$$R = 90,69 \text{ N}$$

$$\delta = 0,002769 \text{ mm}$$

$$D_{int} = 16,41 \text{ mm}$$

$$N = 101,4$$

$$A = 73,57 \text{ mm}^2$$

$$\sigma_{axial} = 1,233 \text{ MPa}$$

$$I = 925,2 \text{ mm}^4$$

$$Le = 105 \text{ mm}$$

$$P_{cr} = 53519 \text{ N}$$

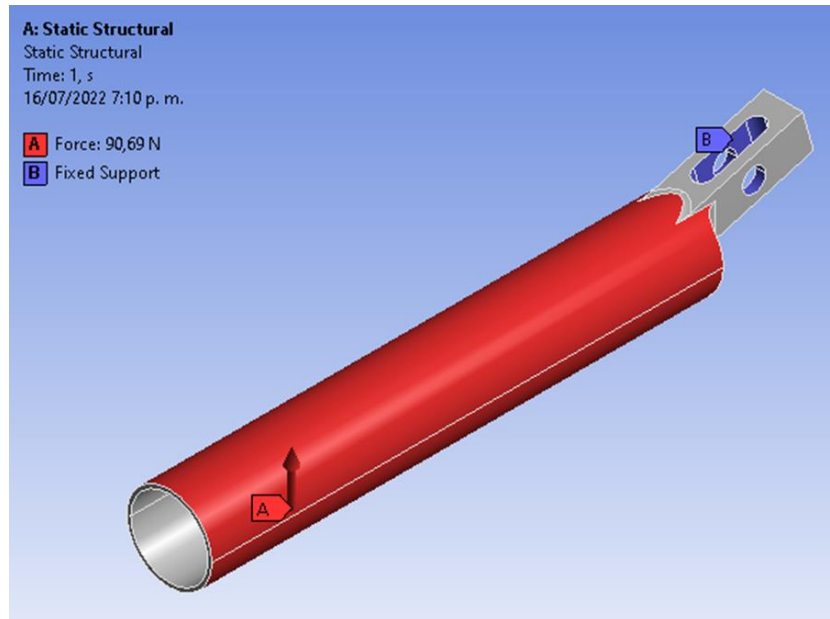
De los resultados se puede apreciar que la condición de pandeo no aplica para este elemento ya que la carga máxima a la que está sometido es menor a la carga crítica de pandeo.

## ANEXO I. Análisis de elementos finitos de la fase de balanceo del prototipo original

### 7.3.6.1. Manija del apoyo superior

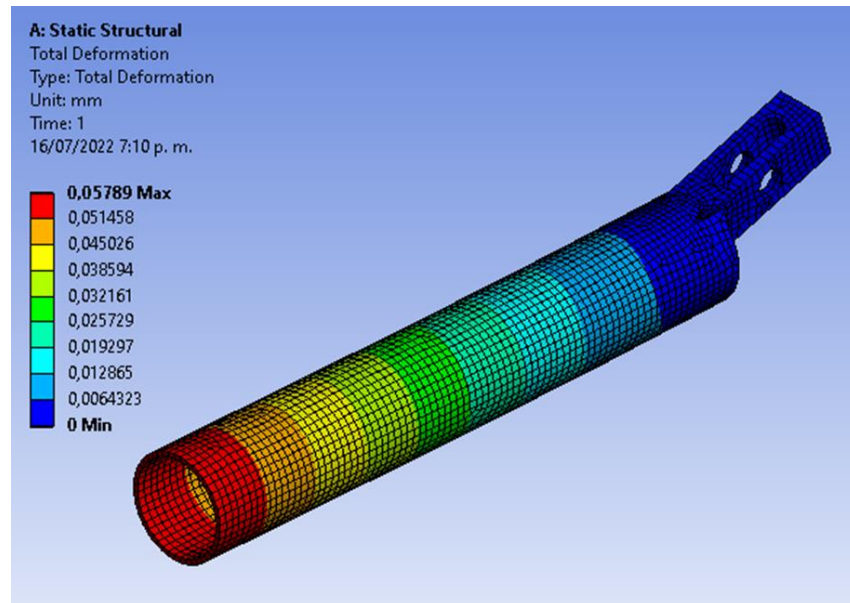
Se conserva la misma geometría y mallado de la sección **7.3.3.4. Soporte inferior**. Como condiciones de contorno se tiene la fuerza equivalente a 90,69 N la cual corresponde al peso del dispositivo más la tercera parte del peso de la pierna del sujeto de pruebas y un apoyo fijo en donde iría la barra lateral superior atornillada.

**Figura 129. Condiciones de contorno de la manija del apoyo superior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

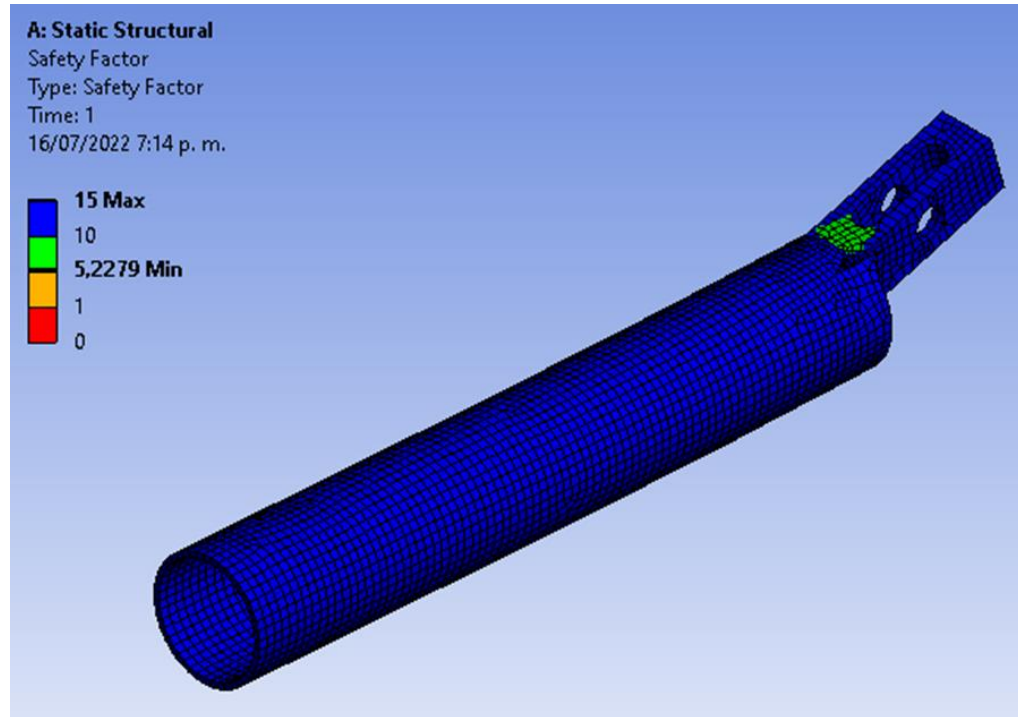
**Figura 130. Deformación de la manija del apoyo superior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

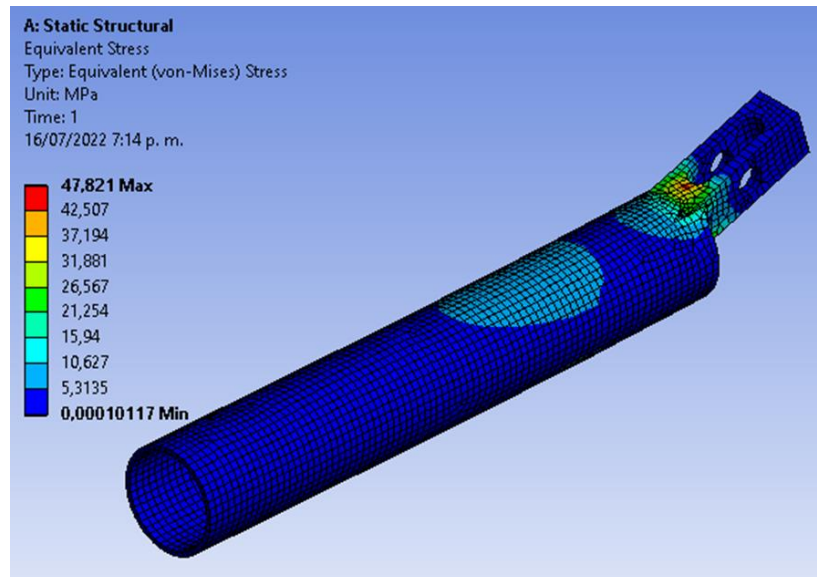
Bajo las condiciones de contorno dadas, la manija tuvo una deformación de 0,05789 mm, un factor de seguridad mínimo de 5,2279 y un esfuerzo máximo de 47,821 MPa.

**Figura 131. Factor de seguridad en la manija del apoyo superior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 132. Esfuerzo máximo en la manija del apoyo superior**

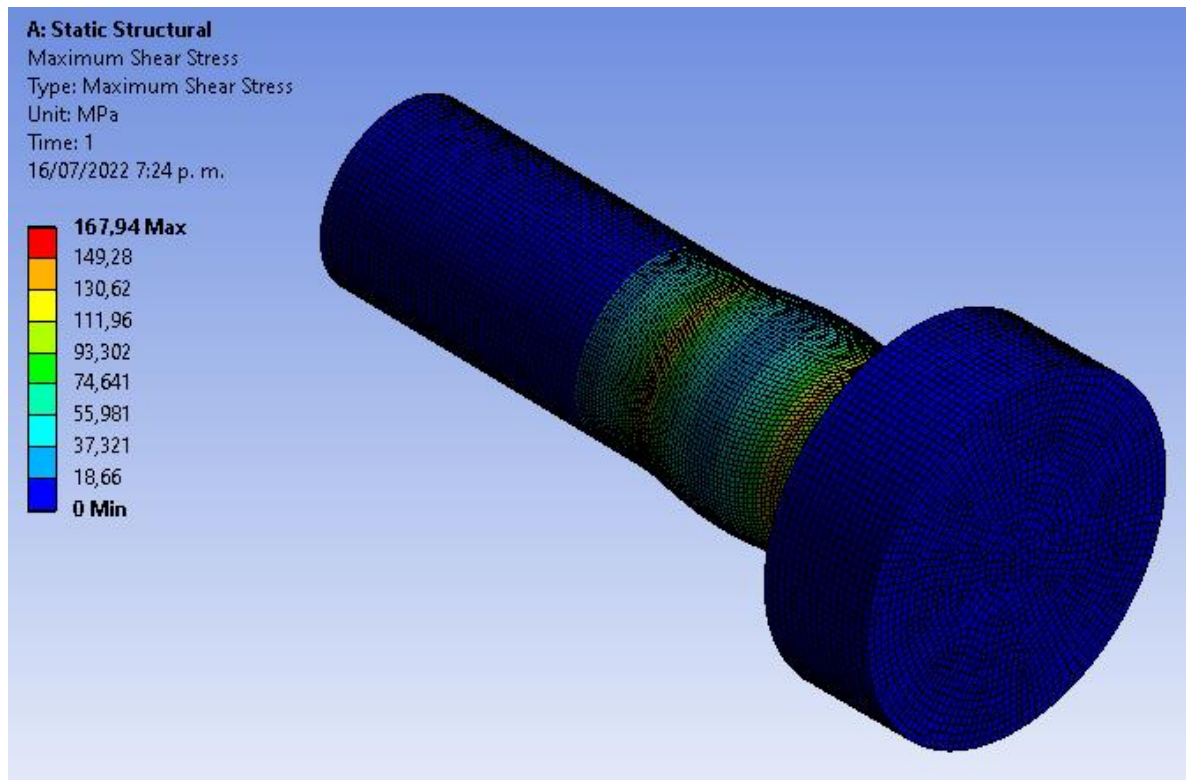


Fuente: Autor(es) del proyecto

### 7.3.6.2. Tornillo de la manija

Se conserva la misma geometría y mallado de la sección 7.3.3.4. **Soporte inferior** el esfuerzo cortante máximo obtenido es de 167,94 MPa, resultado que difiere del obtenido en los cálculos el cual es 193,94 MPa.

**Figura 133. Esfuerzo cortante máximo en el tornillo de la manija**



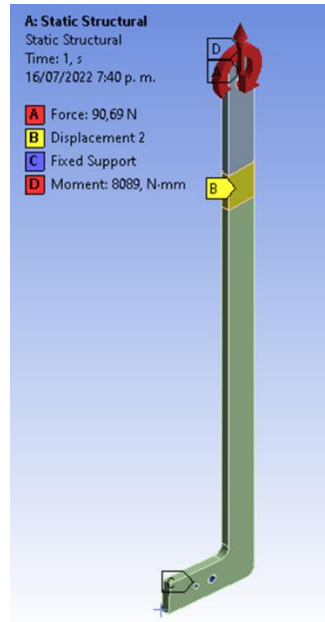
Fuente: Autor(es) del proyecto

### 7.3.6.3. Barra lateral superior

Se conserva la misma geometría y mallado de la sección 7.3.3.4. **Soporte inferior** Como condiciones de contorno se tienen un apoyo fijo en la parte inferior de la barra, un desplazamiento en la parte donde va el apoyo superior (resaltada en amarillo), una fuerza hacia arriba de 90,69 N y un momento de 8089 N mm.

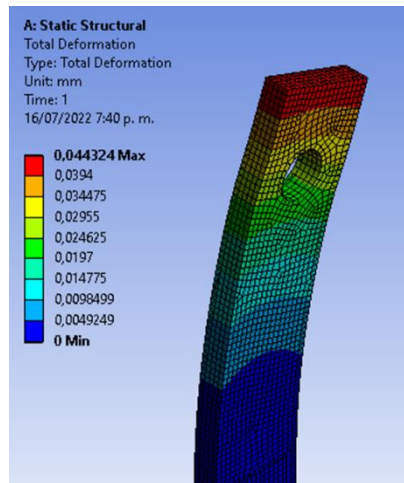
En la figura 135 se puede apreciar que con las condiciones especificadas la barra sufre una deformación máxima de 0,044324 mm alrededor de donde se encuentra aplicada la fuerza.

**Figura 134. Geometría de la barra lateral superior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

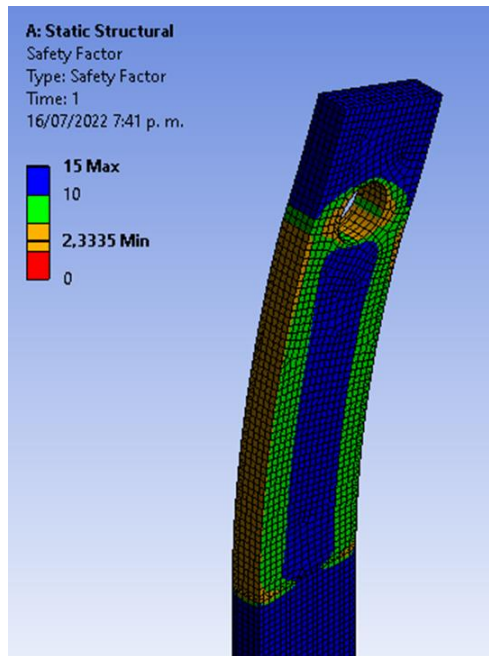
**Figura 135. Deformaciones en la barra lateral superior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

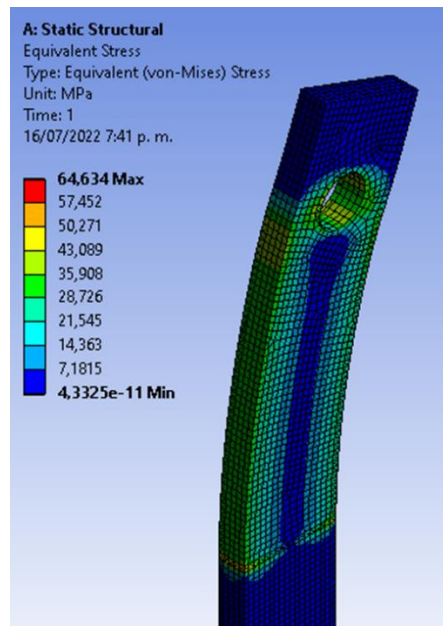
El factor de seguridad mínimo para esta pieza será de 2,3335. Adicionalmente, la pieza sufre un esfuerzo máximo de 64,634 MPa. Como el factor de seguridad es menor a 2,5 la pieza no cumple los requerimientos mínimos bajo la carga necesaria.

**Figura 136. Factor de seguridad en la barra lateral superior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 137. Esfuerzos en la barra lateral superior**

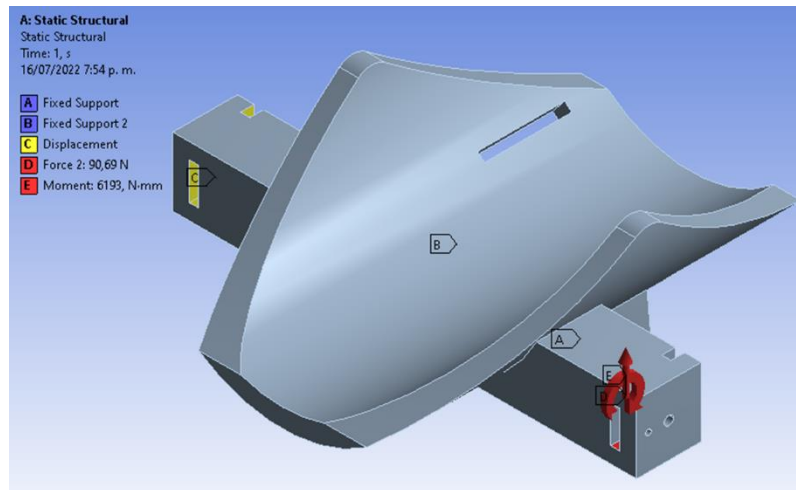


Fuente: Autor(es) del proyecto

#### 7.3.6.4. Soporte inferior

Se conserva la misma geometría y mallado de la sección **7.3.3.4. Soporte inferior**. Las condiciones de contorno son apoyos en donde van los tubos laterales inferiores, una fuerza de 90,69 N hacia arriba en donde va la barra lateral superior que tiene la manija, un momento de 6193 N mm en el mismo lugar y un apoyo en donde va la otra barra lateral superior.

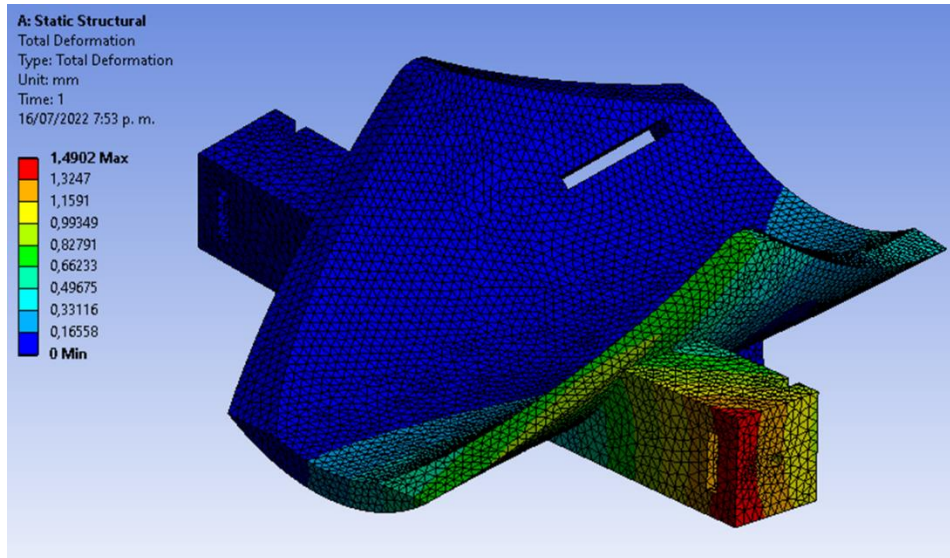
**Figura 138. Condiciones de contorno del soporte inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

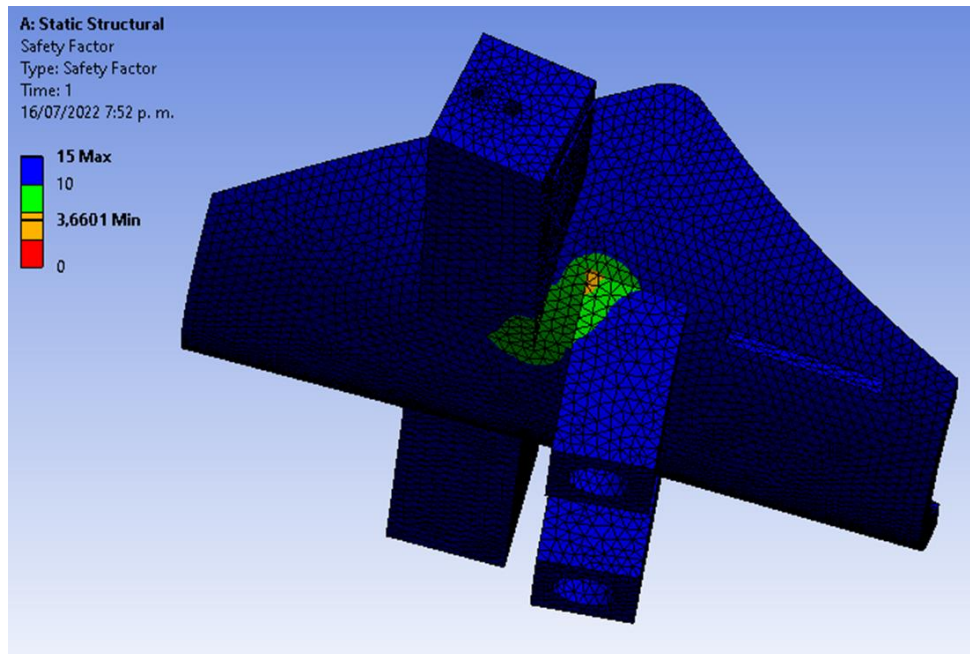
Bajo estas condiciones de contorno el elemento tendrá una deformación total de 1,4902 mm, tendrá un factor de seguridad de 3,6601 y estará sometido a un esfuerzo máximo de 6,8305 MPa.

**Figura 139. Deformación del soporte inferior**



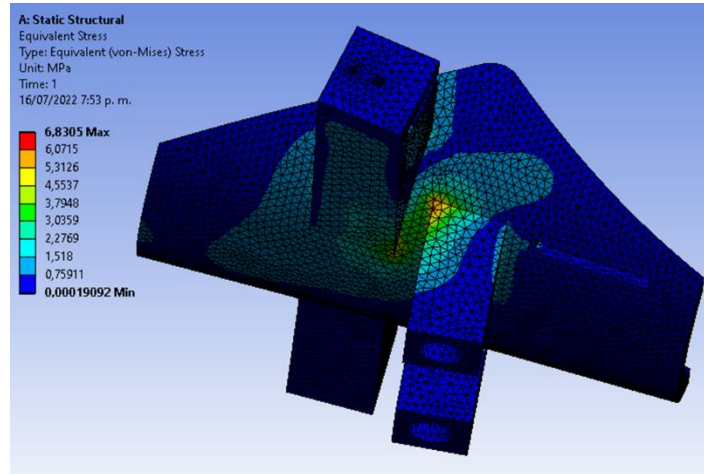
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 140. Factor de seguridad del soporte inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 141. Esfuerzo máximo en el soporte inferior**

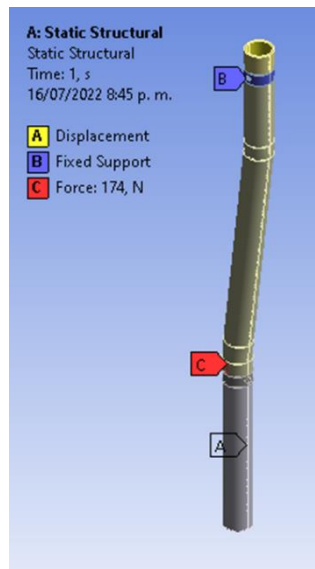


Fuente: Autor(es) del proyecto

### 7.3.6.5. Tubo lateral inferior

Se conserva la misma geometría y mallado de la sección **7.3.3.5. Tubo lateral inferior**. Se analiza el tubo con la carga máxima, las condiciones de contorno son un apoyo fijo donde conecta con el soporte inferior, una fuerza de 174 N correspondiente con la estática del problema y una restricción por todo el interior del tubo que solo considerara desplazamientos verticales.

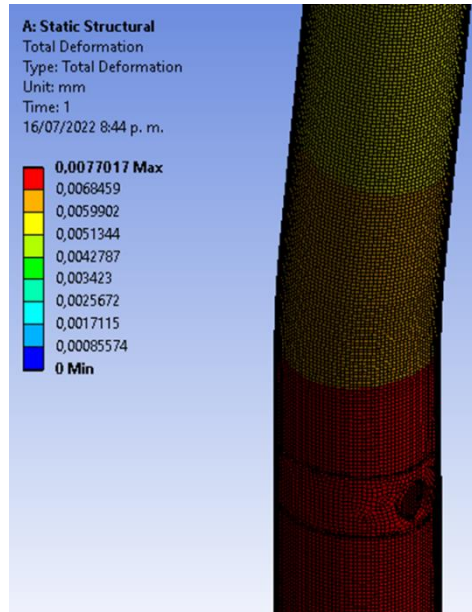
**Figura 142. Condiciones de contorno del tubo lateral inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

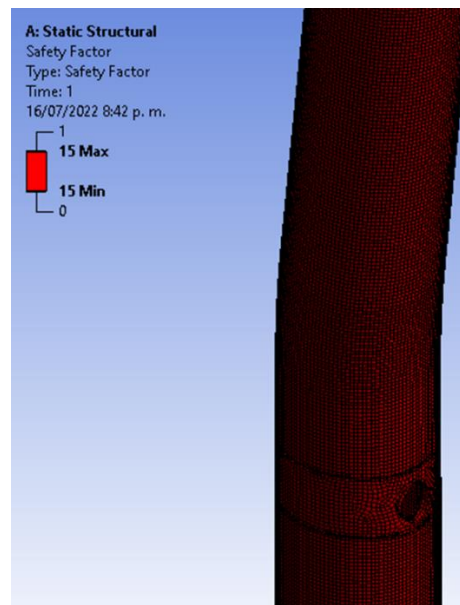
Bajo estas condiciones de contorno el elemento tendrá una deformación total de 0,0077 mm, tendrá un factor de seguridad de 15 o mayor y estará sometido a un esfuerzo máximo de 8,8472 MPa.

**Figura 143. Deformación del tubo lateral inferior**



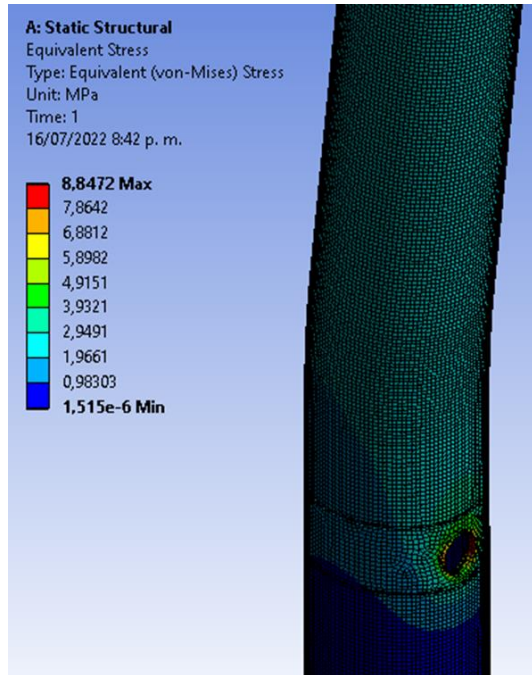
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 144. Factor de seguridad del tubo lateral inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 145. Esfuerzo máximo en el tubo lateral inferior**

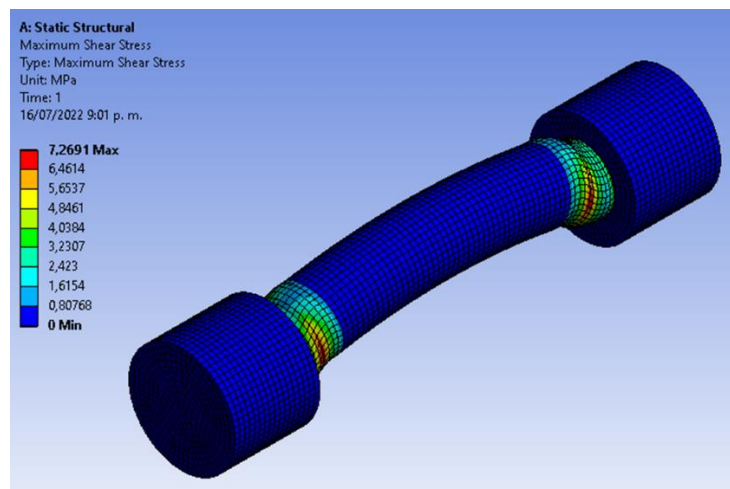


Fuente: Autor(es) del proyecto

### 7.3.6.6. Perno del tubo inferior

Se conserva la misma geometría y mallado de la sección **7.3.3.6. Perno del tubo inferior** El esfuerzo cortante máximo obtenido para el perno fue de 7,2691 MPa, resultado que no difiere tanto del obtenido en los cálculos manuales el cual fue de 5,702 MPa.

**Figura 146. Esfuerzo cortante máximo en el perno del tubo inferior**

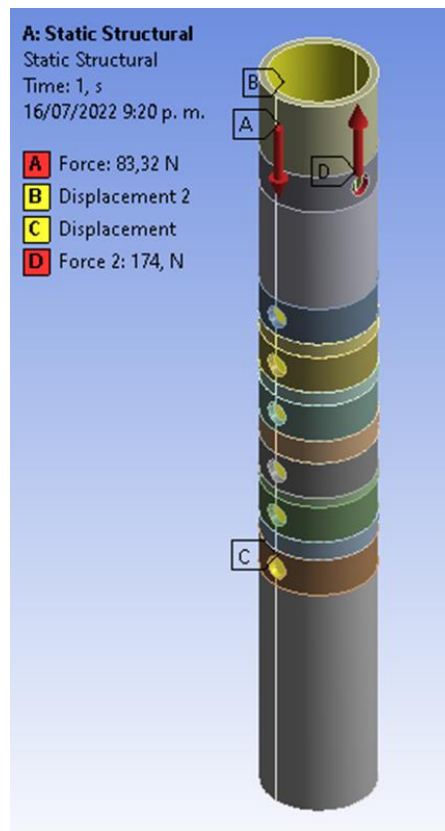


Fuente: Autor(es) del proyecto

### 7.3.6.7. Camisa del tubo inferior

Se conserva la misma geometría y mallado de la sección **7.3.3.7. Camisa del tubo inferior**. Las condiciones de contorno son una fuerza de 83,32 N hacia abajo y una de 174 N hacia arriba en donde va el tubo lateral inferior correspondiente, un apoyo donde se conecta la camisa con el tubo inferior y una restricción que solo permite desplazamientos verticales.

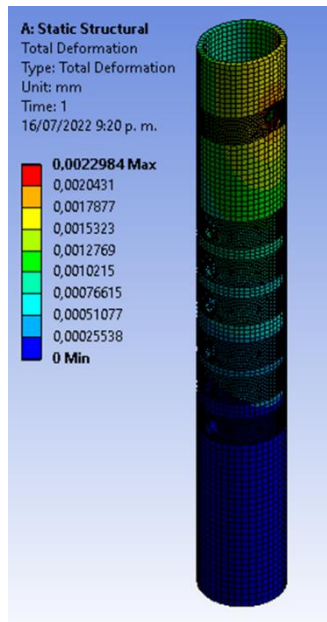
**Figura 147. Condiciones de contorno de la camisa del tubo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

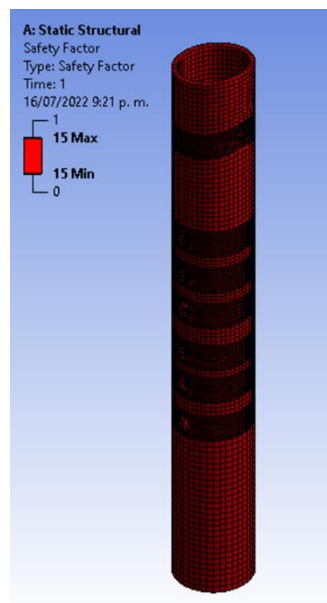
Bajo estas condiciones de contorno el elemento tendrá una deformación total de 0,0023 mm, tendrá un factor de seguridad de 15 o mayor y estará sometido a un esfuerzo máximo de 14,829 MPa.

**Figura 148. Deformación de la camisa del tubo inferior**



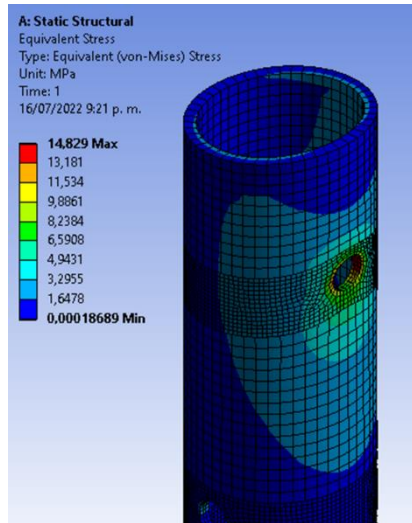
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 149. Factor de seguridad de la camisa del tubo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 150. Esfuerzo máximo en la camisa del tubo inferior**

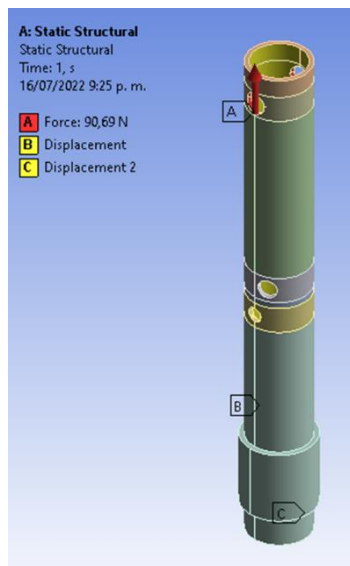


Fuente: Autor(es) del proyecto

### 7.3.6.8. Tubo inferior

Se conserva la misma geometría y mallado de la sección **7.3.3.8. Tubo inferior**. Las condiciones de contorno son una fuerza de 90,69 N hacia arriba donde conecta con la camisa, un apoyo en donde iría la contera y una restricción que solo permite desplazamientos verticales.

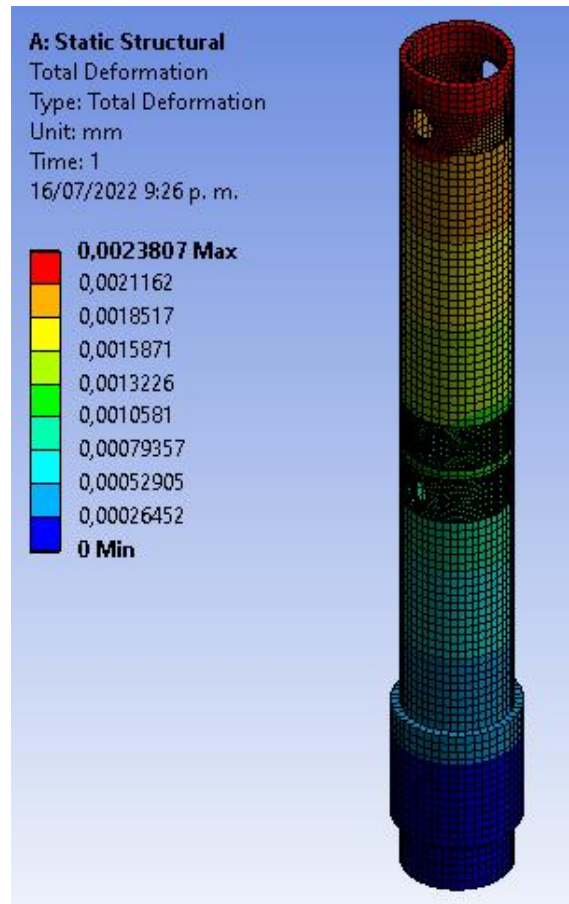
**Figura 151. Condiciones de contorno del tubo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

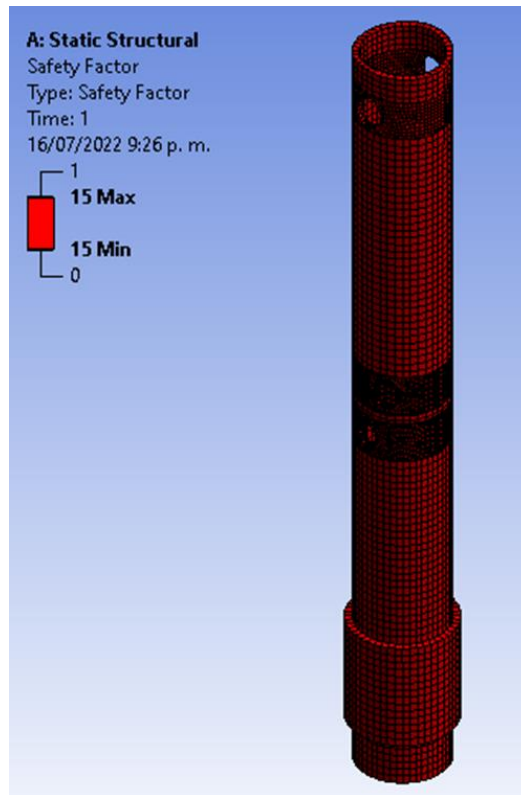
Bajo estas condiciones de contorno el elemento tendrá una deformación total de 0,0024 mm que en los cálculos manuales dio 0,0028 mm, tendrá un factor de seguridad de 15 o mayor y estará sometido a un esfuerzo máximo de 3,6664 MPa que en los cálculos manuales dio 1,233 MPa.

**Figura 152. Deformación del tubo inferior**



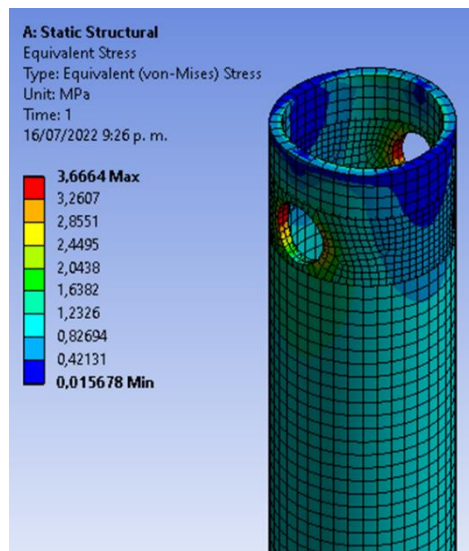
Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 153. Factor de seguridad del tubo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

**Figura 154. Esfuerzo máximo en el tubo inferior**



Fuente: Autor(es) del proyecto

## ANEXO J. Tablas de parámetros de marcha primer prototipo

Las siguientes tablas corresponden a los parámetros de marcha de cada sujeto analizado, los valores obtenidos pueden compararse con los citados en la sección 7.1.1.

**Tabla 26. Parámetros generales de la prueba de marcha sujeto 1**

Parámetros Sujeto 1	Marcha normal	Contera normal	Contera triangular	Apoyo curvo
Longitud de ciclo (cm)	119,12	57,78	58,89	53,43
Longitud de paso (cm)	61,05	46,51	51,47	44,05
Duración de la marcha (seg)	1,42	2,15	1,91	1,95
Velocidad de marcha (cm/s)	83,88	26,87	30,83	27,4
Cadencia de marcha (p/min)	84,5	55,81	62,82	61,53

Fuente: Autor(es) del proyecto

**Tabla 27. Parámetros generales de la prueba de marcha sujeto 2**

Parámetros Sujeto 2	Marcha normal	Contera normal	Contera triangular	Apoyo curvo
Longitud de ciclo (cm)	129,21	64,65	44,06	59,38
Longitud de paso (cm)	64,11	44,95	41,11	42,24
Duración de la marcha (seg)	1,27	1,92	1,88	1,69
Velocidad de marcha (cm/s)	101,74	33,67	23,43	35,13
Cadencia de marcha (p/min)	94,48	62,5	63,82	71

Fuente: Autor(es) del proyecto

**Tabla 28. Parámetros generales de la prueba de marcha sujeto 3**

Parámetros Sujeto 3	Marcha normal	Contera normal	Contera triangular	Apoyo curvo
Longitud de ciclo (cm)	123,53	42,18	30,98	42,45
Longitud de paso (cm)	62,97	41,62	34,58	30,54
Duración de la marcha (seg)	1,49	1,62	1,69	1,72
Velocidad de marcha (cm/s)	82,9	26,03	18,33	24,68
Cadencia de marcha (p/min)	80,53	74,07	71	69,76

Fuente: Autor(es) del proyecto

## ANEXO K. Tablas de análisis de varianza para los datos del primer prototipo

- Longitud de ciclo:

**Tabla 29. Tabla ANOVA longitud de ciclo**

SUMMARY				
<i>Groups</i>	<i>Count</i>	<i>Sum</i>	<i>Average</i>	<i>Variance</i>
Apoyo curvo	3	1,326861	0,442287	0,00768
Contera normal	3	1,08616	0,362053	0,01517
Contera triangular	3	1,251742	0,417247	0,00409

ANOVA						
<i>Source of Variation</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-value</i>	<i>F crit</i>
Between Groups	0,010111	2	0,005055	0,56289	0,596977	5,143253
Within Groups	0,053887	6	0,008981			
Total	0,063998	8				

Fuente: Autor(es) del proyecto

- Longitud de paso:

**Tabla 30. Tabla ANOVA longitud de paso**

SUMMARY				
<i>Groups</i>	<i>Count</i>	<i>Sum</i>	<i>Average</i>	<i>Variance</i>
Apoyo curvo	3	2,123923	0,707974	0,00258
Contera normal	3	2,033471	0,677824	0,0226
Contera triangular	3	1,8654	0,6218	0,01502

ANOVA						
<i>Source of Variation</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-value</i>	<i>F crit</i>
Between Groups	0,011474	2	0,005737	0,42811	0,67018975	5,143253
Within Groups	0,080402	6	0,0134			
Total	0,091875	8				

Fuente: Autor(es) del proyecto

- Duración de la marcha:

**Tabla 31. Tabla ANOVA duración de la marcha**

SUMMARY				
<i>Groups</i>	<i>Count</i>	<i>Sum</i>	<i>Average</i>	<i>Variance</i>
Apoyo curvo	3	4,113144	1,371048	0,06041
Contera normal	3	3,959614	1,319871	0,03042
Contera triangular	3	3,858311	1,286104	0,01347

ANOVA						
<i>Source of Variation</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-value</i>	<i>F crit</i>
Between Groups	0,010975	2	0,005487	0,15784	0,85741928	5,143253
Within Groups	0,208594	6	0,034766			
Total	0,219569	8				

Fuente: Autor(es) del proyecto

- Velocidad de marcha:

**Tabla 32. Tabla ANOVA velocidad de marcha**

SUMMARY				
<i>Groups</i>	<i>Count</i>	<i>Sum</i>	<i>Average</i>	<i>Variance</i>
Apoyo curvo	3	0,965273	0,321758	7,3E-05
Contera normal	3	0,818952	0,272984	0,00673
Contera triangular	3	0,969657	0,323219	0,00057

ANOVA						
<i>Source of Variation</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-value</i>	<i>F crit</i>
Between Groups	0,004905	2	0,002452	0,99738	0,42270598	5,143253
Within Groups	0,014752	6	0,002459			
Total	0,019657	8				

Fuente: Autor(es) del proyecto

- Cadencia de marcha:

**Tabla 33. Tabla ANOVA cadencia de marcha**

SUMMARY				
<i>Groups</i>	<i>Count</i>	<i>Sum</i>	<i>Average</i>	<i>Variance</i>
Apoyo curvo	3	2,24177	0,747257	0,02232
Contera normal	3	2,300578	0,766859	0,01104
Contera triangular	3	2,345908	0,781969	0,00546

ANOVA						
<i>Source of Variation</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-value</i>	<i>F crit</i>
Between Groups	0,001818	2	0,000909	0,07022	0,9329459	5,143253
Within Groups	0,077654	6	0,012942			
Total	0,079471	8				

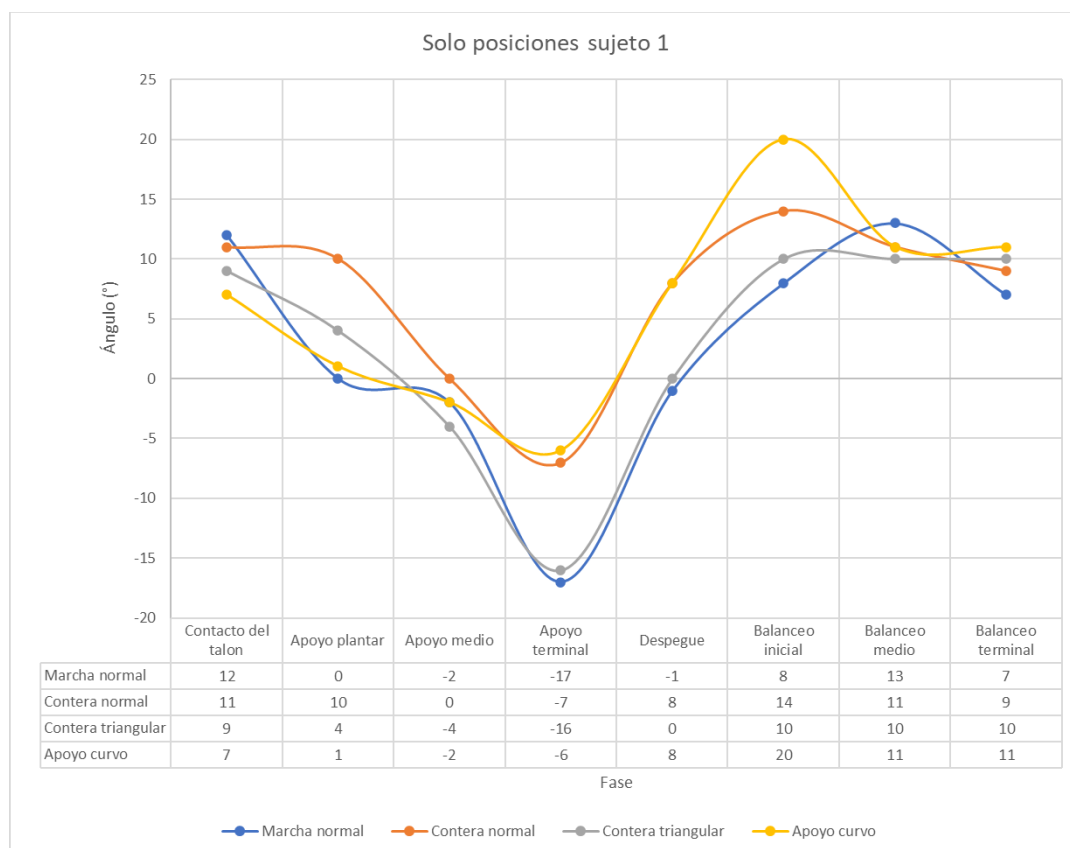
Fuente: Autor(es) del proyecto

## ANEXO L. Resultados de los ángulos de la pierna en el primer prototipo

### Resultados de la cadera

A continuación se discuten la tendencia de los ángulos de la cadera respecto a la subfase de marcha y respecto al tiempo para cada sujeto según la contera utilizada:

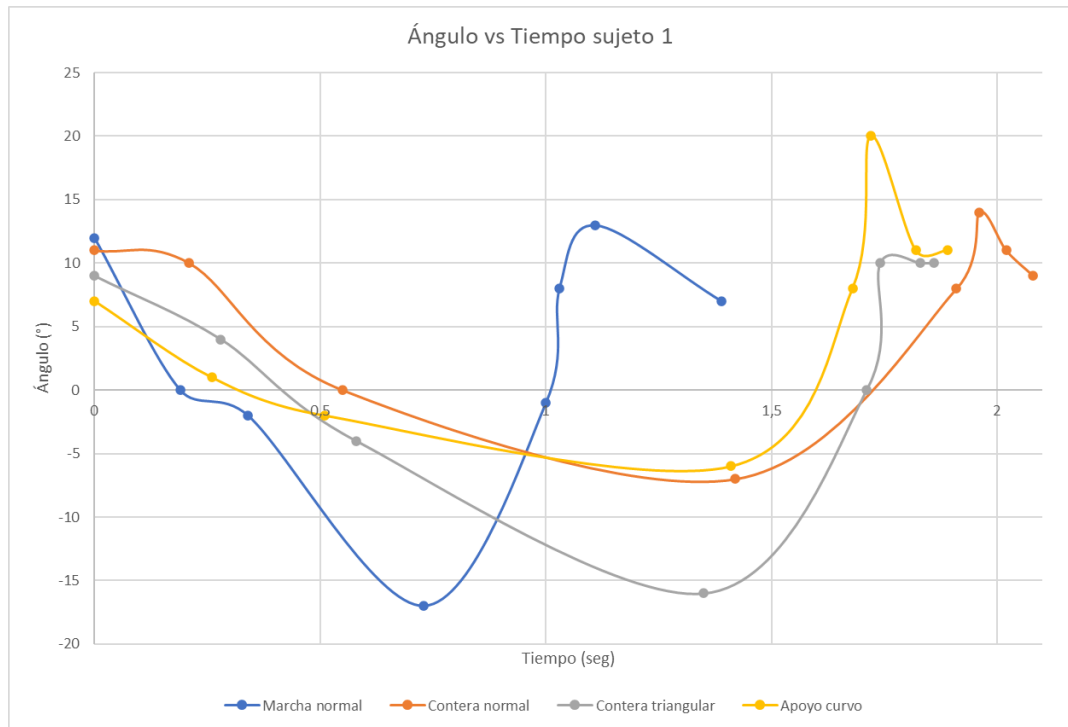
**Figura 155. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 1**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Se puede observar que para la marcha con la contera normal y el apoyo curvo la apertura de la pierna durante el apoyo terminal es menor a la de la marcha con la contera triangular (que es muy similar a la de la marcha normal), ya que el sujeto 1 al dar el paso se siente más seguro con este apoyo

**Figura 156. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 1**



Fuente: Autor(es) del proyecto

En la gráfica de ángulo vs tiempo se aprecia que para el sujeto 1 la marcha más lenta es la de la contera normal y la más rápida la de la contera triangular, también se observa que para los tres apoyos la fase de balanceo ocurre demasiado rápido, siendo la de mayor duración entre subfases la marcha con la contera normal.

**Figura 157. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 2**



Fuente: Autor(es) del proyecto

El sujeto 2 tuvo una mayor apertura de la pierna al usar el dispositivo que al prescindir de este, sin embargo, en el despegue se puede apreciar que el sujeto en cuestión tuvo la pierna más estirada que al usar el dispositivo, la marcha que menos se parece a la marcha normal es la marcha con la contera triangular, ya que el sujeto no tuvo una apertura de la pierna lo suficientemente grande durante las primeras subfases de apoyo y durante la fase de balanceo.

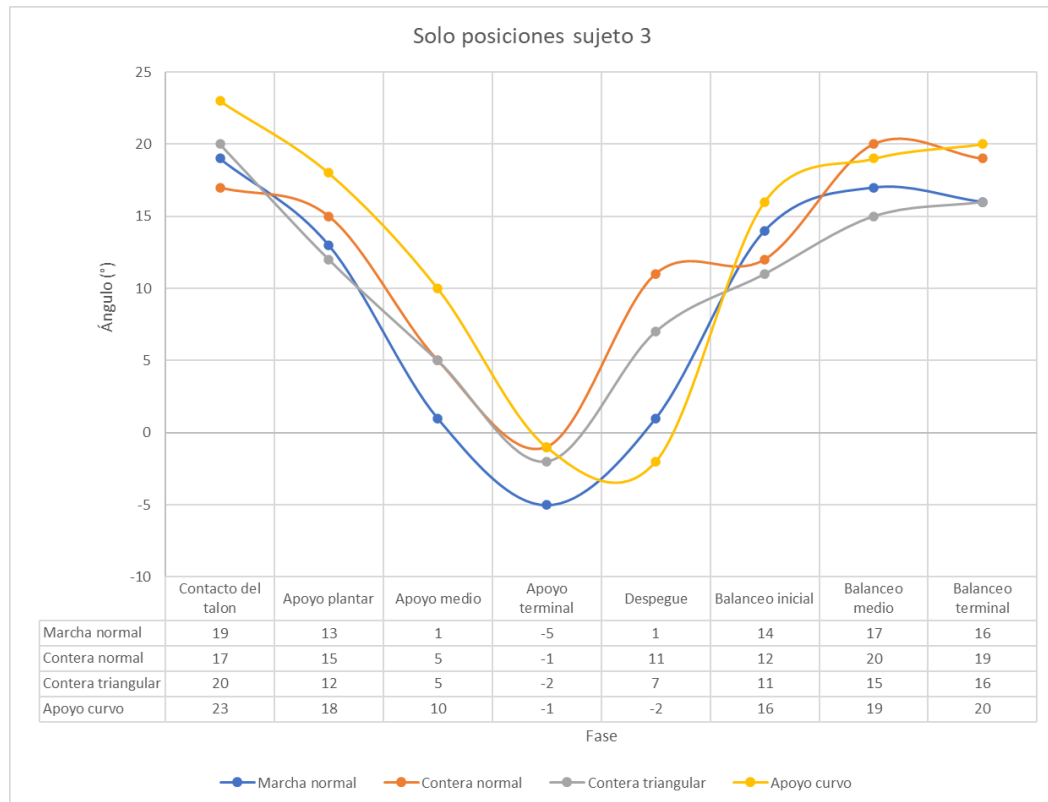
**Figura 158. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 2**



Fuente: Autor(es) del proyecto

La marcha más rápida comparada con la marcha normal fue la marcha con el apoyo curvo, la marcha con la contera normal y la marcha con la contera triangular terminaron casi al mismo tiempo, se puede apreciar que la marcha que más tiende a parecerse a la marcha normal es la marcha con el apoyo curvo, aunque la fase de balanceo la hace más rápido, sin embargo, el ángulo en el balanceo medio mantiene la tendencia deseada.

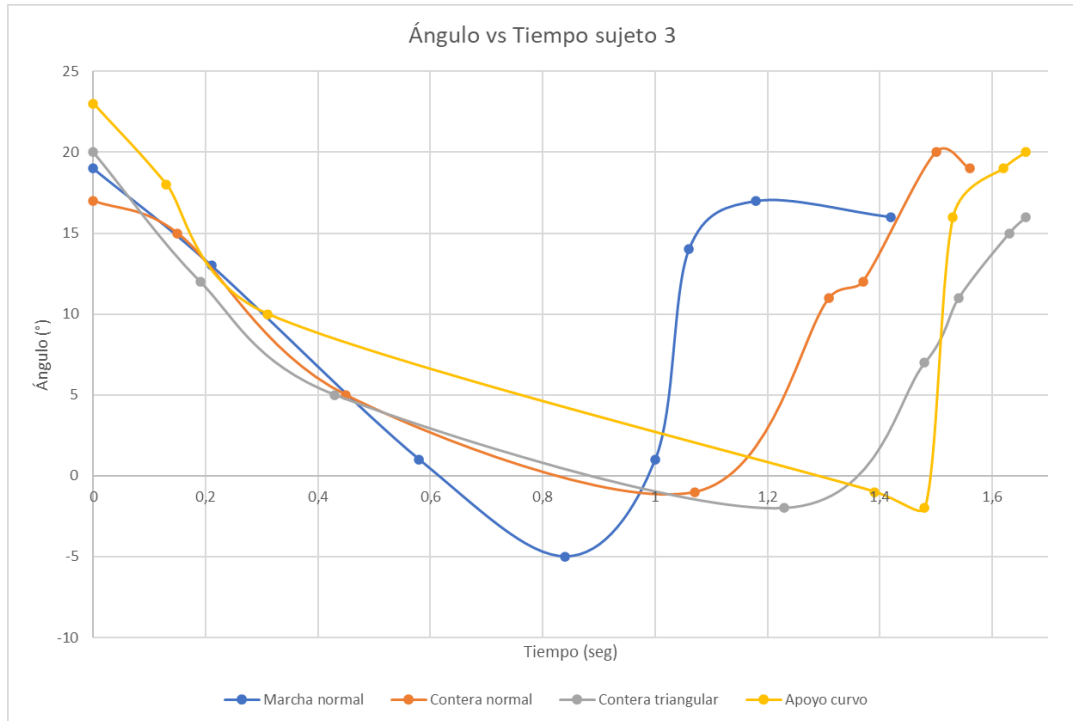
**Figura 159. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 3**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Para el sujeto 3 la marcha con el apoyo curvo tiene una mayor amplitud en la cadera al inicio de la fase de apoyo, de las tres marchas la de la contera normal es la que menos tendencia tiene a parecerse a la marcha normal por el cambio de ángulo entre el despegue y el balanceo inicial.

**Figura 160. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 3**



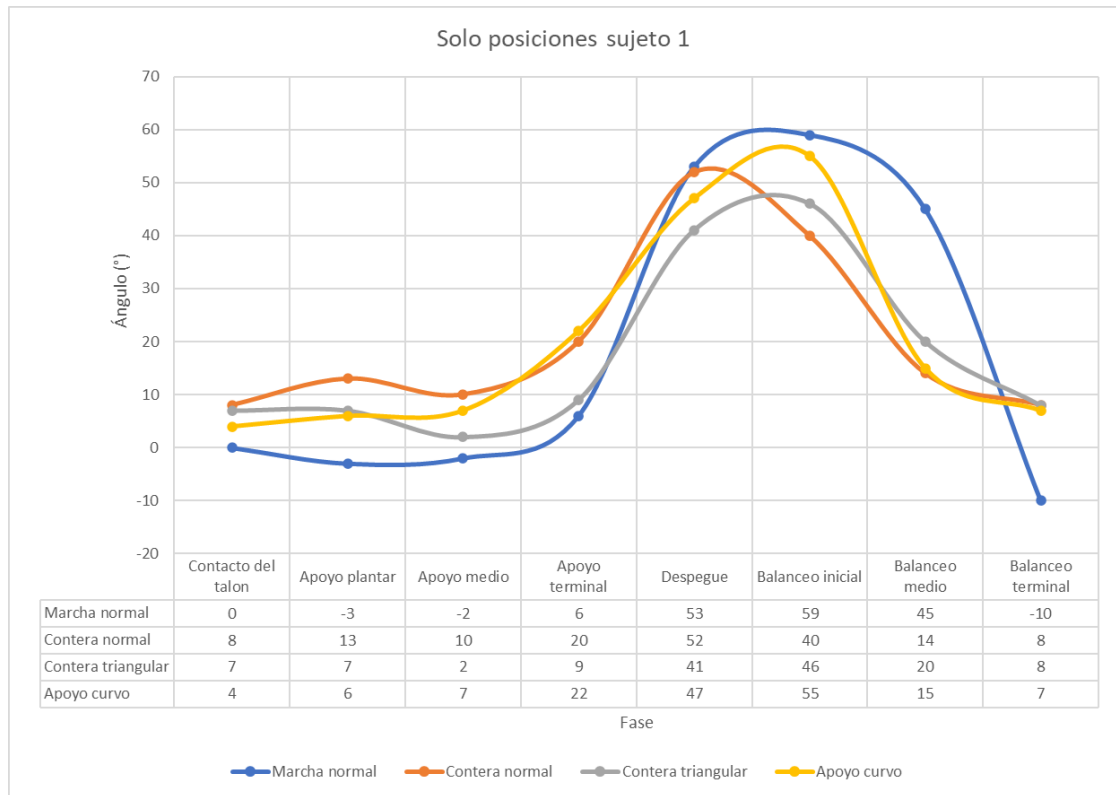
Fuente: Autor(es) del proyecto

En cuanto a tiempos se puede apreciar que con el apoyo curvo el sujeto 3 se demora demasiado entre el apoyo medio y el apoyo terminal, esto es debido a la confianza que siente el sujeto al utilizar el dispositivo para dar el paso, sin embargo, la marcha con mejor tendencia a parecerse a la marcha normal en cuanto a la fase de balanceo se refiere es la marcha con el apoyo curvo.

## Resultados de la rodilla

A continuación se discuten la tendencia de los ángulos de la rodilla respecto a la subfase de marcha y respecto al tiempo para cada sujeto según la contera utilizada:

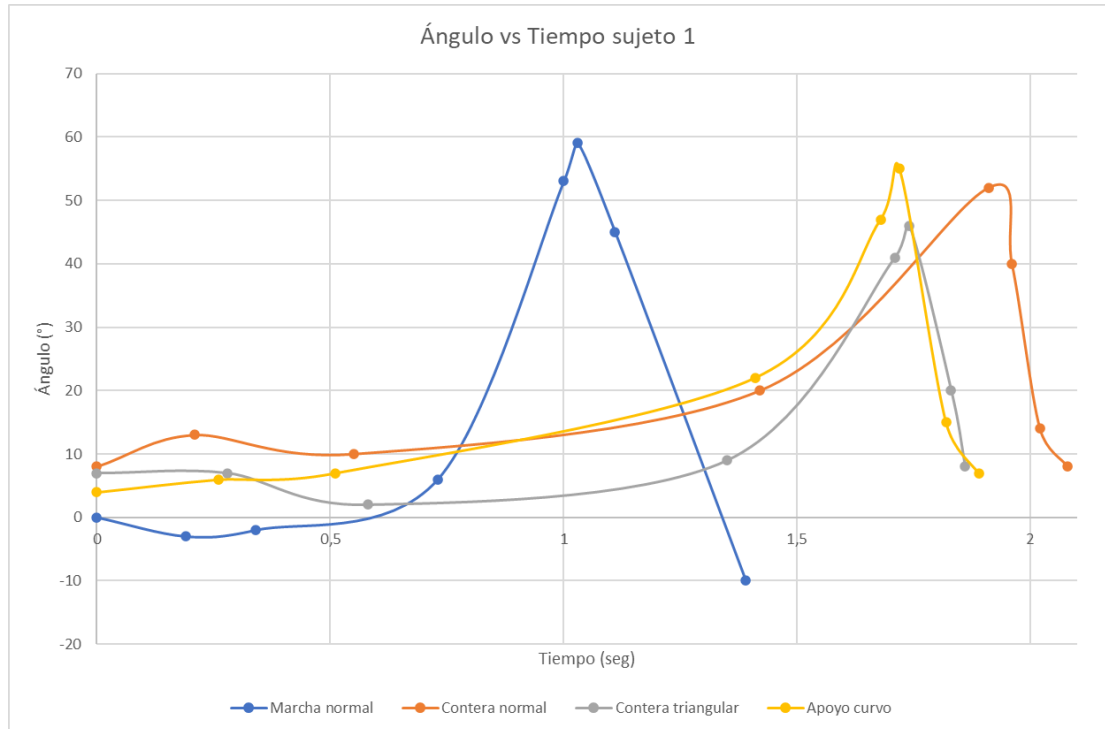
**Figura 161. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 1**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Hasta el despegue no hay diferencias apreciables entre las marchas con el dispositivo y la marcha normal, tal vez en el apoyo medio y el apoyo terminal se puede observar que la marcha con la contera normal y con el apoyo curvo dan unos ángulos un poco mayores que los de la marcha normal. En la fase balanceo se puede ver que durante el balanceo medio el ángulo de la rodilla tiende a ser menor al utilizar el dispositivo, además de que el ángulo del balanceo terminal para las tres marchas con el dispositivo indica que estas no extendieron la pierna lo suficiente, en comparación con la marcha normal.

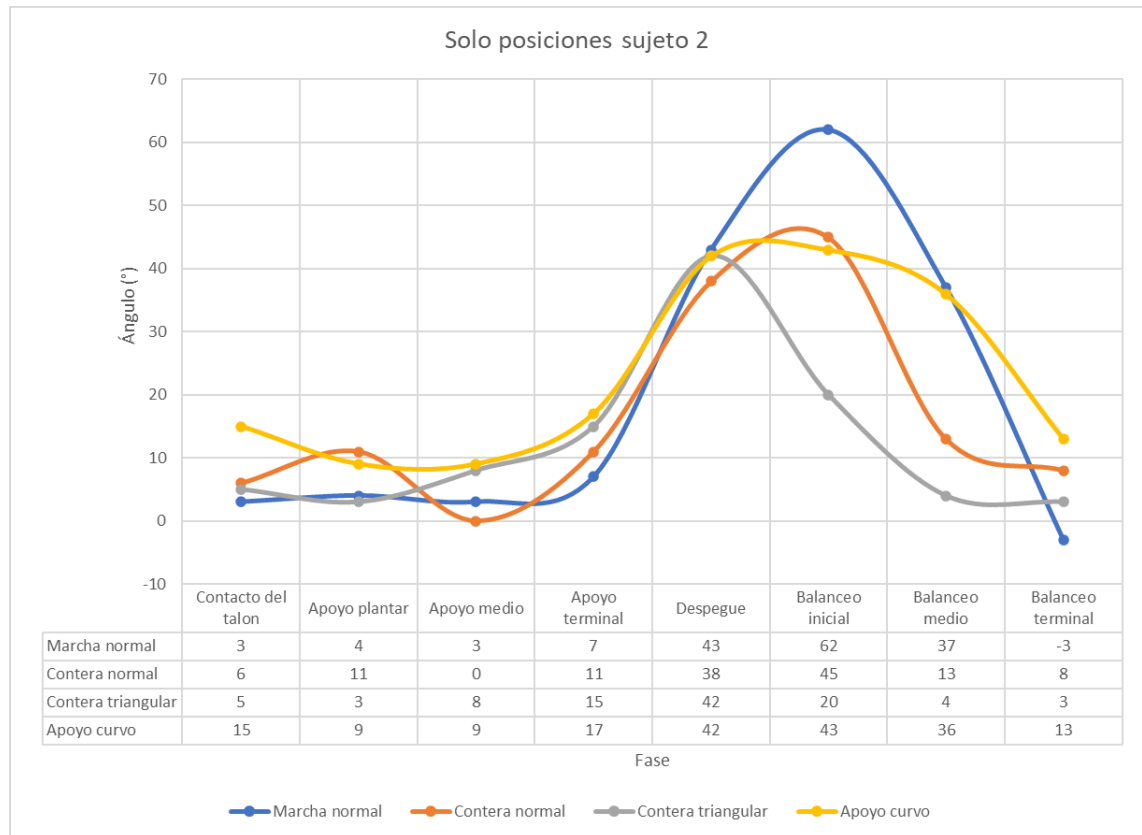
**Figura 162. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 1**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Se observa que para el sujeto 1 de las tres marchas con el dispositivo, la marcha que más se demora en terminar es la marcha con la contera normal, a su vez en esta marcha se puede apreciar claramente que, a diferencia de las otras marchas, la subfase de balanceo inicial no es la subfase con mayor flexión de la pierna y esto se debe al pivote que hace este tipo de contera.

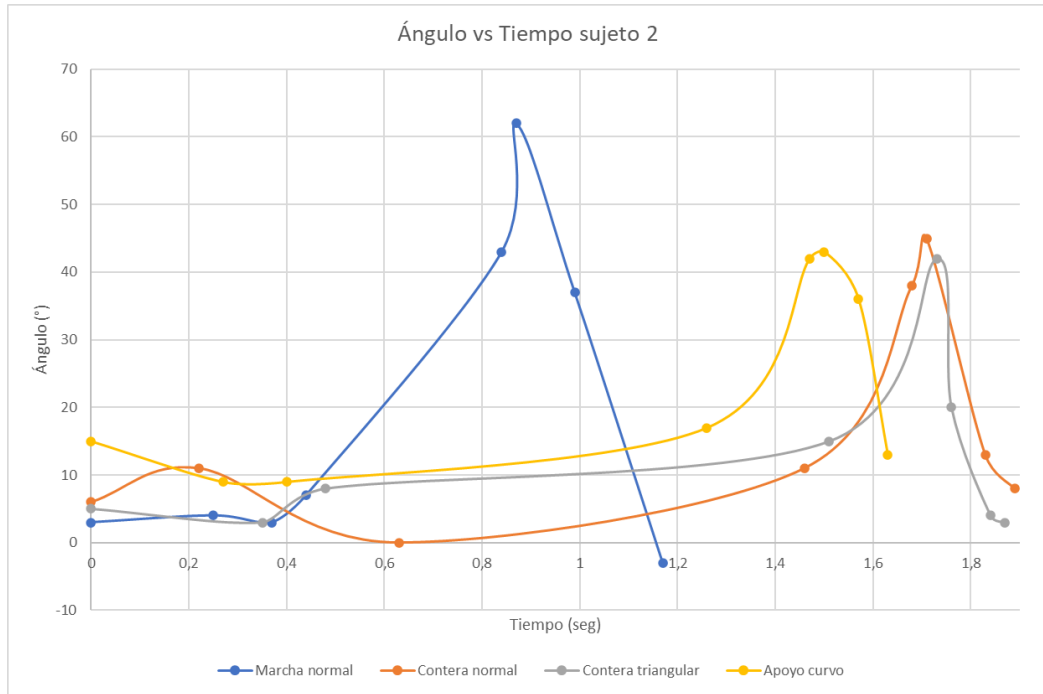
**Figura 163. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 2**



Fuente: Autor(es) del proyecto

La tendencia o similitud entre las cuatro marchas solo se conserva durante la fase de apoyo, para este sujeto la marcha con la contera normal al principio parece no guardar una tendencia similar a la marcha normal. En la fase de balanceo, a pesar de que el apoyo curvo y la marcha normal coinciden en el balanceo medio, las marchas con el dispositivo no guardan la misma tendencia que sin este ya que la pierna no se flexiona durante el balanceo inicial sino que se estira.

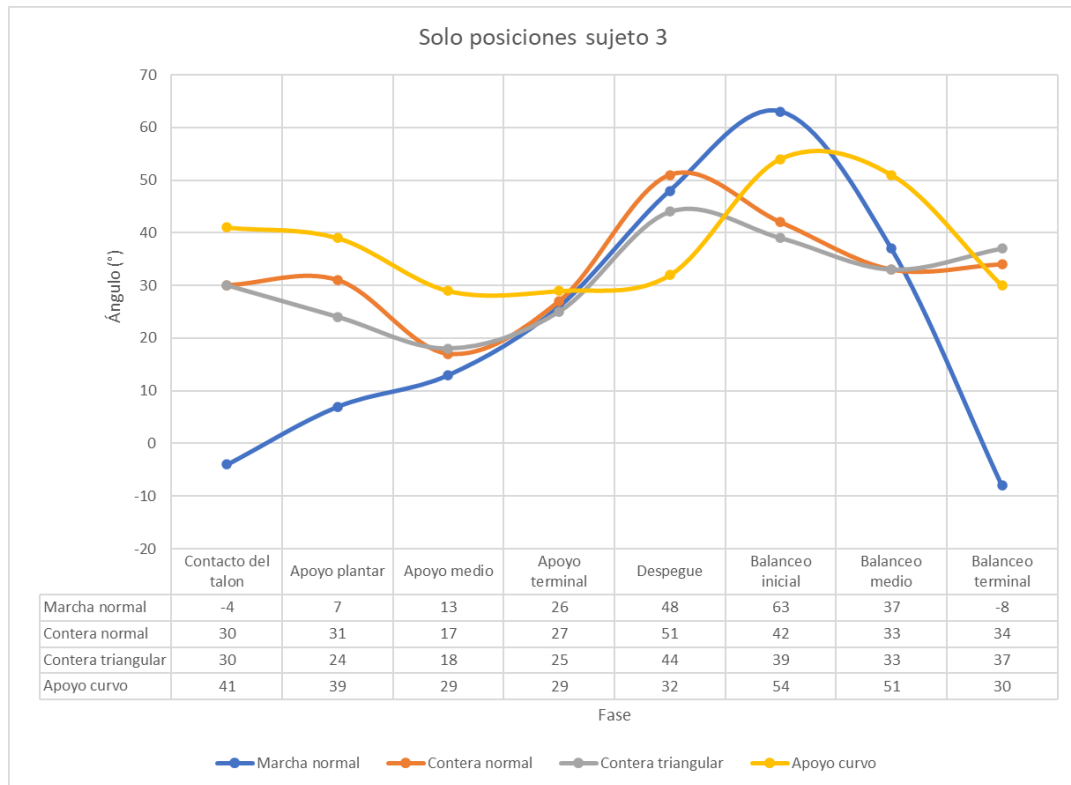
**Figura 164. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 2**



Fuente: Autor(es) del proyecto

La marcha más rápida de las tres marchas con el dispositivo es la marcha con el apoyo curvo, la marcha de la contera normal y la marcha de la contera triangular terminan casi al mismo tiempo, se puede apreciar en la marcha con la contera triangular que la fase de balanceo está muy por debajo de la subfase de despegue, cuando la subfase de balanceo inicial debería ser la de mayor flexión de la pierna.

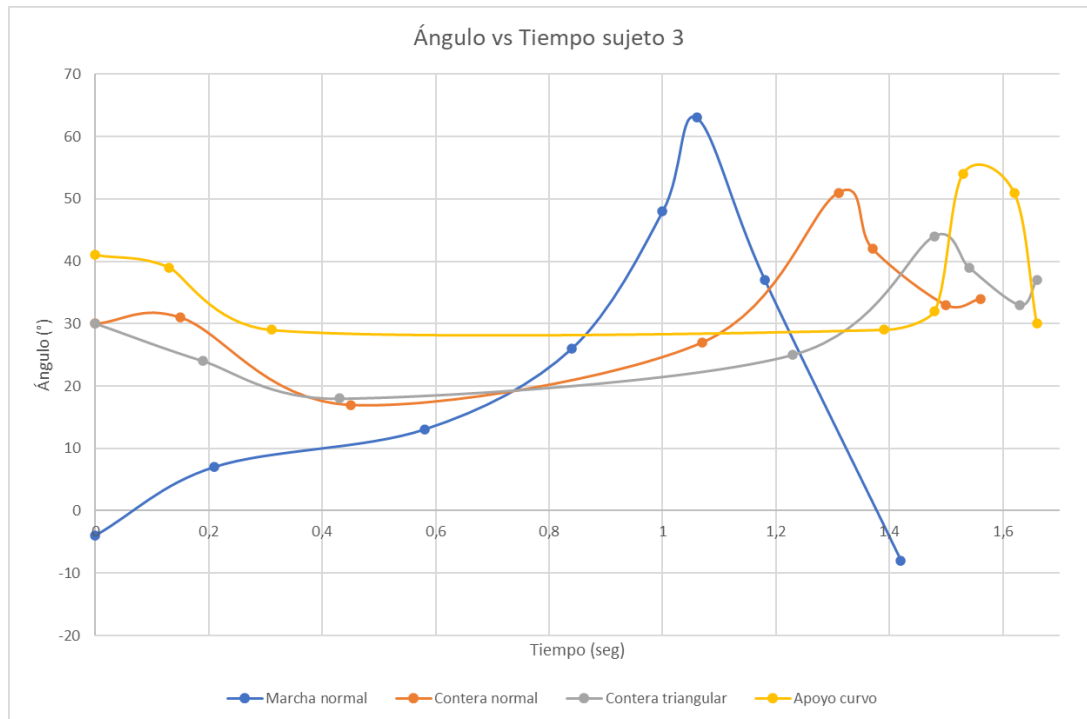
**Figura 165. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 3**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Se puede apreciar claramente que este sujeto durante las primeras tres subfases de la fase de apoyo para la marcha con el dispositivo tenía flexionada la pierna, esto se debe a la confianza que tenía el sujeto a la hora de marchar con la ortesis, también se puede apreciar que todas las marchas coinciden en el apoyo terminal y que todas menos la del apoyo curvo coinciden en el despegue, sin embargo la marcha con el apoyo curvo es la única de las marchas con el dispositivo en la que el ángulo de flexión es mayor que el del despegue durante el balanceo inicial.

**Figura 166. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 3**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Se puede apreciar que las tres primeras subfases de la fase de apoyo ocurren más rápido al utilizar el dispositivo, también se puede apreciar que la marcha más rápida es la de la contera normal, las marchas de la contera normal y la contera triangular conservan una tendencia parecida entre sí por el pivote que genera el tipo de contera utilizado.

## Resultados del talón

A continuación se discuten la tendencia de los ángulos del talón respecto a la subfase de marcha y respecto al tiempo para cada sujeto según la contera utilizada:

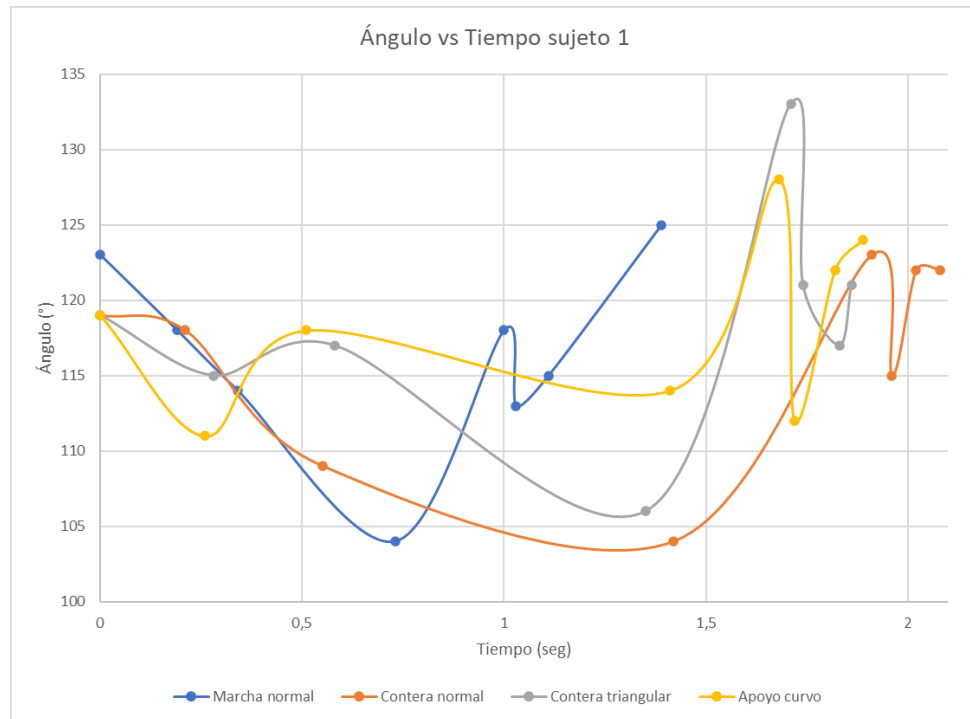
**Figura 167. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 1**



Fuente: Autor(es) del proyecto

La marcha con la que la tendencia a parecerse a la marcha normal se ve más notoria es la marcha de la contera triangular, la marcha de la contera normal se diferencia en la fase de balanceo y en el apoyo plantar, y la marcha con el apoyo curvo se diferencia en el apoyo plantar, en el apoyo terminal y en la fase de balanceo, la marcha con el apoyo curvo es la que menos se parece.

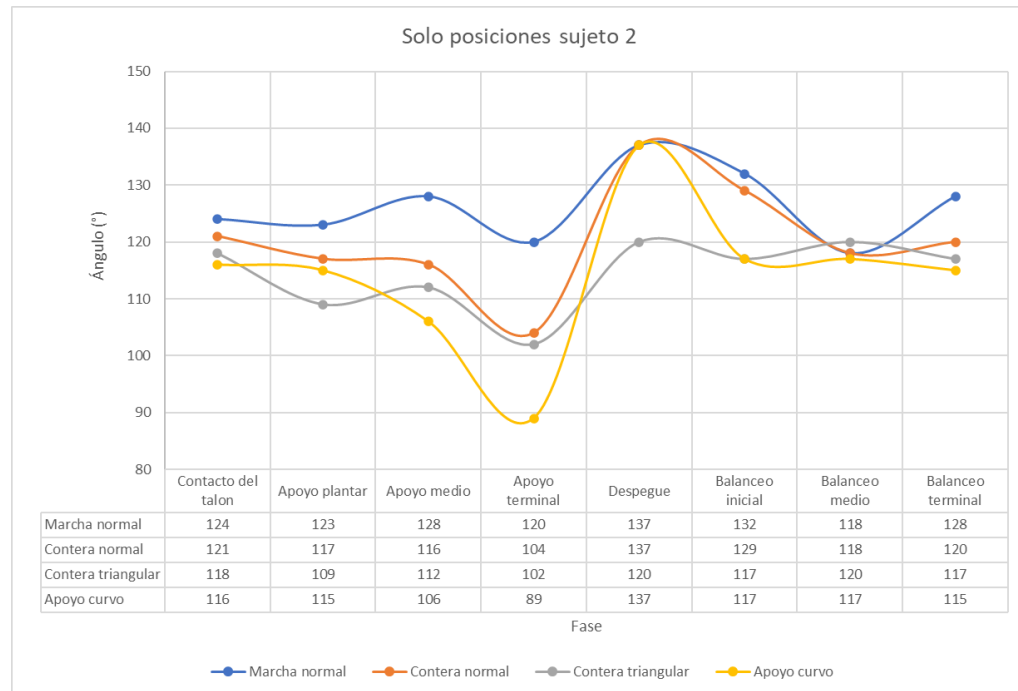
**Figura 168. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 1**



Fuente: Autor(es) del proyecto

La marcha más lenta es la marcha con la contera normal, el ángulo del talón en el despegue es mayor con la contera triangular y en general mayor con las tres marchas con el dispositivo, las marchas de la contera triangular y el apoyo curvo terminan casi al mismo tiempo, en esta grafica se aprecia aún menos la tendencia entre las cuatro marchas.

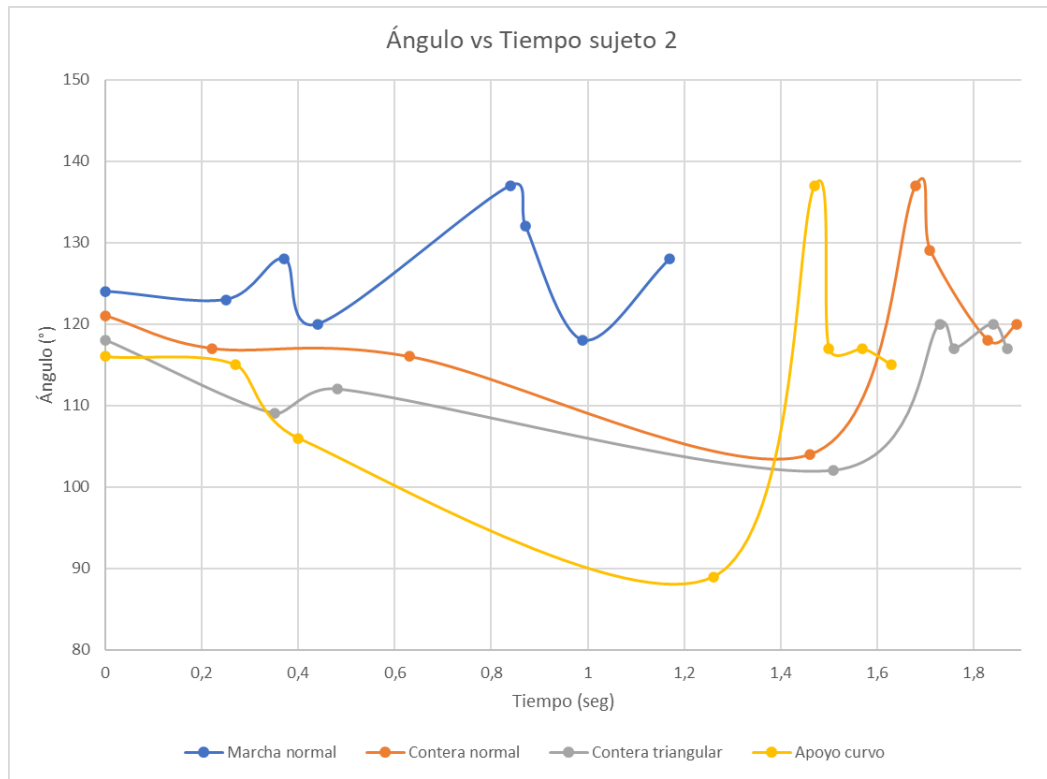
**Figura 169. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 2**



Fuente: Autor(es) del proyecto

En el caso del sujeto 2 todas las marchas coinciden en el despegue y en el balanceo medio, pero en el resto de subfases se diferencian entre sí, en el apoyo medio se parecen las marchas pero se van separando, en la marcha del apoyo curvo se forma un ángulo recto en la subfase del apoyo terminal, en esta subfase todos los ángulos son más bajos que en la marcha normal, en el balanceo inicial coinciden entre si la marcha normal y la marcha con la contera normal mientras que la marcha con la contera triangular y la marcha con el apoyo curvo tienen el mismo ángulo.

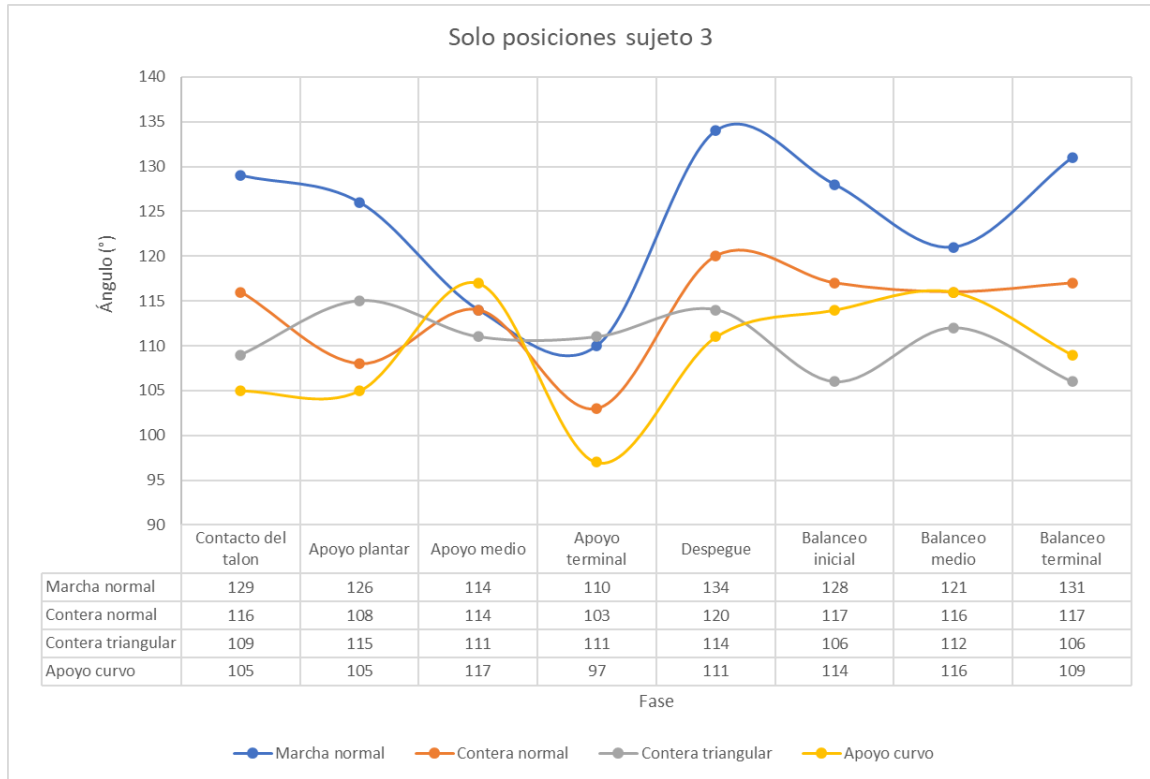
**Figura 170. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 2**



Fuente: Autor(es) del proyecto

La marcha con el apoyo curvo es la más rápida de las tres marchas con el dispositivo, la marcha con la contera normal y la marcha con el apoyo curvo tienen una tendencia similar en la fase de balanceo (a excepción de la subfase de balanceo medio, en la que se diferencian sus tendencias).

**Figura 171. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 3**



Fuente: Autor(es) del proyecto

En el caso del sujeto 3, la marcha con el apoyo curvo y la marcha con la contera normal son las únicas que guardan una tendencia similar entre ellas, la marcha con la contera triangular tiene un valor angular similar al de la marcha normal durante la subfase de apoyo terminal. En el resto de las apreciaciones que se podrían hacer, las marchas se diferencian entre sí y no guardan una tendencia.

**Figura 172. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 3**



Fuente: Autor(es) del proyecto

La marcha con la contera normal fue la marcha más rápida, la marcha con la contera triangular y la marcha con el apoyo curvo terminan al mismo tiempo, la marcha normal y la marcha con la contera normal tienen una tendencia similar en esta gráfica. Para las tres marchas con el dispositivo, la fase de balanceo ocurre muy rápido, esto debido a el tipo de apoyo utilizado.

## **ANEXO M. Encuesta de satisfacción primer prototipo**

No se le hizo la encuesta al sujeto #1 (autor del proyecto).

### **Sujeto #2**

- ¿Cómo se sintió con el dispositivo?

Rta: Incomodo, debido a falta de experiencia y sensación de falta de sujeción adecuada.

- ¿Cuál fue el apoyo que mejor sintió al caminar?

Rta: El apoyo curvo fue el más cómodo.

- ¿Cuál fue el peor?

Rta: La contera normal fue el más difícil.

- ¿Qué le cambiaría al dispositivo?

Rta: Cambiaría las correas o las mejoraría para garantizar mejor sujeción y el ángulo de apoyo debido a que personalmente me sentiría más cómodo con un ángulo de 90°.

### **Sujeto #3**

- ¿Cómo se sintió con el dispositivo?

Rta: Incomodo, la pierna izquierda soporta la mayor parte del equilibrio debido a la falta de estabilidad.

- ¿Cuál fue el apoyo que mejor sintió al caminar?

Rta: El mejor apoyo fue la contera triangular, seguido de la contera normal.

- ¿Cuál fue el peor?

Rta: El apoyo curvo.

- ¿Qué le cambiaría al dispositivo?

Rta: Le agregaría un bastón o un manubrio para mejorar la estabilidad y reducir el esfuerzo en la pierna contraria.

## ANEXO N. Tablas de parámetros de marcha segundo prototipo

Las siguientes tablas corresponden a los parámetros de marcha de cada sujeto analizado, los valores obtenidos pueden compararse con los citados en la sección 7.1.1.

**Tabla 34. Parámetros generales de la prueba de marcha sujeto 1**

Parámetros Sujeto 1	Marcha normal	Apoyo curvo	Contera normal	Contera triangular
Longitud de ciclo (cm)	114,98	65,28	48,43	48,71
Longitud de paso (cm)	51,22	46,56	47,96	43,91
Duración de la marcha (seg)	1,32	2	1,61	1,69
Velocidad de marcha (cm/s)	87,1	32,64	30,08	28,82
Cadencia de marcha (p/min)	90,9	60	74,53	71

Fuente: Autor(es) del proyecto

**Tabla 35. Parámetros generales de la prueba de marcha sujeto 2**

Parámetros Sujeto 2	Marcha normal	Apoyo curvo	Contera normal	Contera triangular
Longitud de ciclo (cm)	121,09	47,63	38,31	57,96
Longitud de paso (cm)	61,74	39,02	47	37,46
Duración de la marcha (seg)	1,29	1,71	1,4	1,22
Velocidad de marcha (cm/s)	93,86	27,85	27,36	47,5
Cadencia de marcha (p/min)	93,02	70,17	85,71	98,36

Fuente: Autor(es) del proyecto

**Tabla 36. Parámetros generales de la prueba de marcha sujeto 3**

Parámetros Sujeto 3	Marcha normal	Apoyo curvo	Contera normal	Contera triangular
Longitud de ciclo (cm)	115,55	65,51	61,09	68,29
Longitud de paso (cm)	62,79	46,09	41,34	46
Duración de la marcha (seg)	1,36	2,28	2,33	1,52
Velocidad de marcha (cm/s)	84,96	28,73	26,21	44,92
Cadencia de marcha (p/min)	88,23	52,63	51,5	78,94

Fuente: Autor(es) del proyecto

## ANEXO O. Tablas de análisis de varianza para los datos del segundo prototipo

- Longitud de ciclo

**Tabla 37. Tabla ANOVA longitud de ciclo**

SUMMARY				
<i>Groups</i>	<i>Count</i>	<i>Sum</i>	<i>Average</i>	<i>Variance</i>
Apoyo curvo	3	1,528035	0,509345	0,010092
Contera normal	3	1,266269	0,42209	0,01127
Contera triangular	3	1,493291	0,497764	0,007276

ANOVA						
<i>Source of Variation</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-value</i>	<i>F crit</i>
Between Groups	0,013474	2	0,006737	0,70574	0,530566	5,143253
Within Groups	0,057277	6	0,009546			
Total	0,070751	8				

Fuente: Autor(es) del proyecto

- Longitud de paso

**Tabla 38. Tabla ANOVA longitud de paso**

SUMMARY				
<i>Groups</i>	<i>Count</i>	<i>Sum</i>	<i>Average</i>	<i>Variance</i>
Apoyo curvo	3	2,275059	0,758353	0,019628
Contera normal	3	2,355995	0,785332	0,019751
Contera triangular	3	2,196621	0,732207	0,015693

ANOVA						
<i>Source of Variation</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-value</i>	<i>F crit</i>
Between Groups	0,004234	2	0,002117	0,115313	0,893015	5,143253
Within Groups	0,110145	6	0,018357			
Total	0,114378	8				

Fuente: Autor(es) del proyecto

- Duración de la marcha

**Tabla 39. Tabla ANOVA duración de la marcha**

SUMMARY				
<i>Groups</i>	<i>Count</i>	<i>Sum</i>	<i>Average</i>	<i>Variance</i>
Apoyo curvo	3	4,517203	1,505734	0,030847
Contera normal	3	4,018204	1,339401	0,109332
Contera triangular	3	3,343687	1,114562	0,027991

ANOVA						
<i>Source of Variation</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-value</i>	<i>F crit</i>
Between Groups	0,231235	2	0,115618	2,062516	0,208096	5,143253
Within Groups	0,336339	6	0,056057			
Total	0,567574	8				

Fuente: Autor(es) del proyecto

- Velocidad de marcha

**Tabla 40. Tabla ANOVA velocidad de marcha**

SUMMARY				
<i>Groups</i>	<i>Count</i>	<i>Sum</i>	<i>Average</i>	<i>Variance</i>
Apoyo curvo	3	1,009619	0,33654	0,001524
Contera normal	3	0,945346	0,315115	0,000758
Contera triangular	3	1,365676	0,455225	0,011724

ANOVA						
<i>Source of Variation</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-value</i>	<i>F crit</i>
Between Groups	0,034176	2	0,017088	3,66028	0,091387	5,143253
Within Groups	0,028011	6	0,004669			
Total	0,062187	8				

Fuente: Autor(es) del proyecto

- Cadencia de marcha

**Tabla 41. Tabla ANOVA cadencia de marcha**

SUMMARY				
<i>Groups</i>	<i>Count</i>	<i>Sum</i>	<i>Average</i>	<i>Variance</i>
Apoyo curvo	3	2,010929	0,67031	0,006307
Contera normal	3	2,325028	0,775009	0,030025
Contera triangular	3	2,733192	0,911064	0,01929

ANOVA						
<i>Source of Variation</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-value</i>	<i>F crit</i>
Between Groups	0,087436	2	0,043718	2,35793	0,175539	5,143253
Within Groups	0,111244	6	0,018541			
Total	0,19868	8				

Fuente: Autor(es) del proyecto

**ANEXO P. Resultados de los ángulos de la pierna en el segundo prototipo**  
**Resultados de la cadera**

A continuación se discuten la tendencia de los ángulos de la cadera respecto a la subfase de marcha y respecto al tiempo para cada sujeto según la contera utilizada:

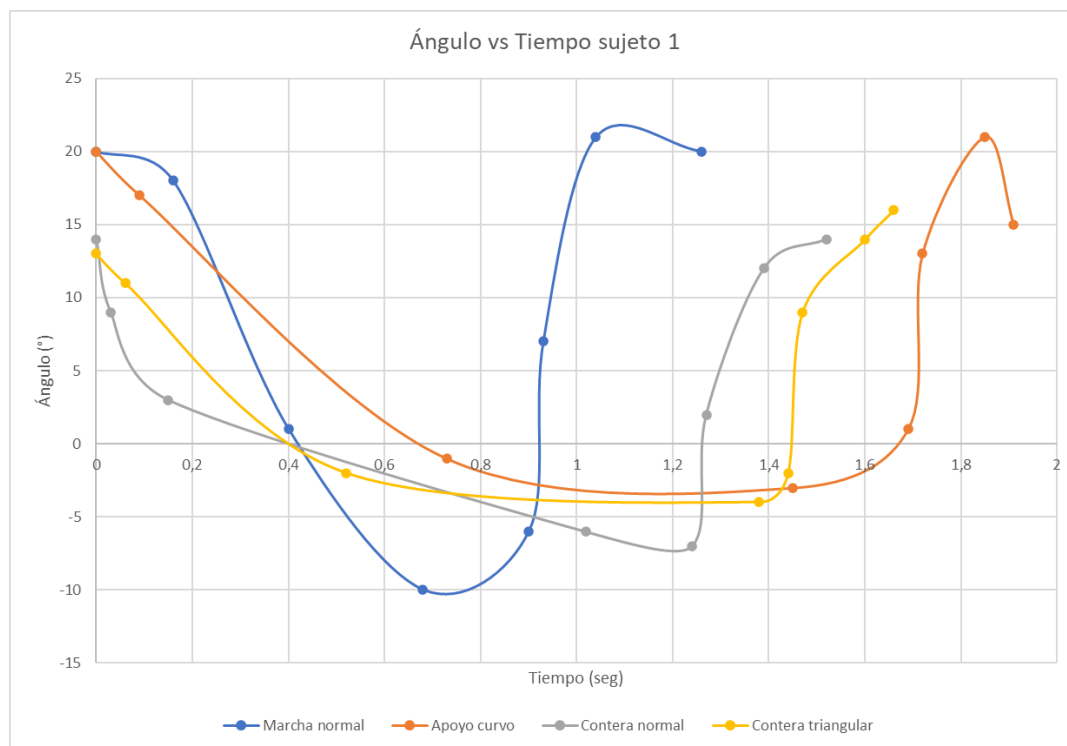
**Figura 173. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 1**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Para el caso del sujeto 1, la apertura de la cadera es más grande con el apoyo curvo y similar a la marcha normal hasta la subfase del apoyo medio, en esta subfase las cuatro marchas se parecen entre sí, luego entre el apoyo terminal y el balanceo inicial se parecen las marchas del apoyo curvo y de la contera triangular, y al final, en la fase de balanceo, se parecen las marchas de la contera normal y la contera triangular. Durante el apoyo terminal ocurre la diferencia más notoria entre las marchas.

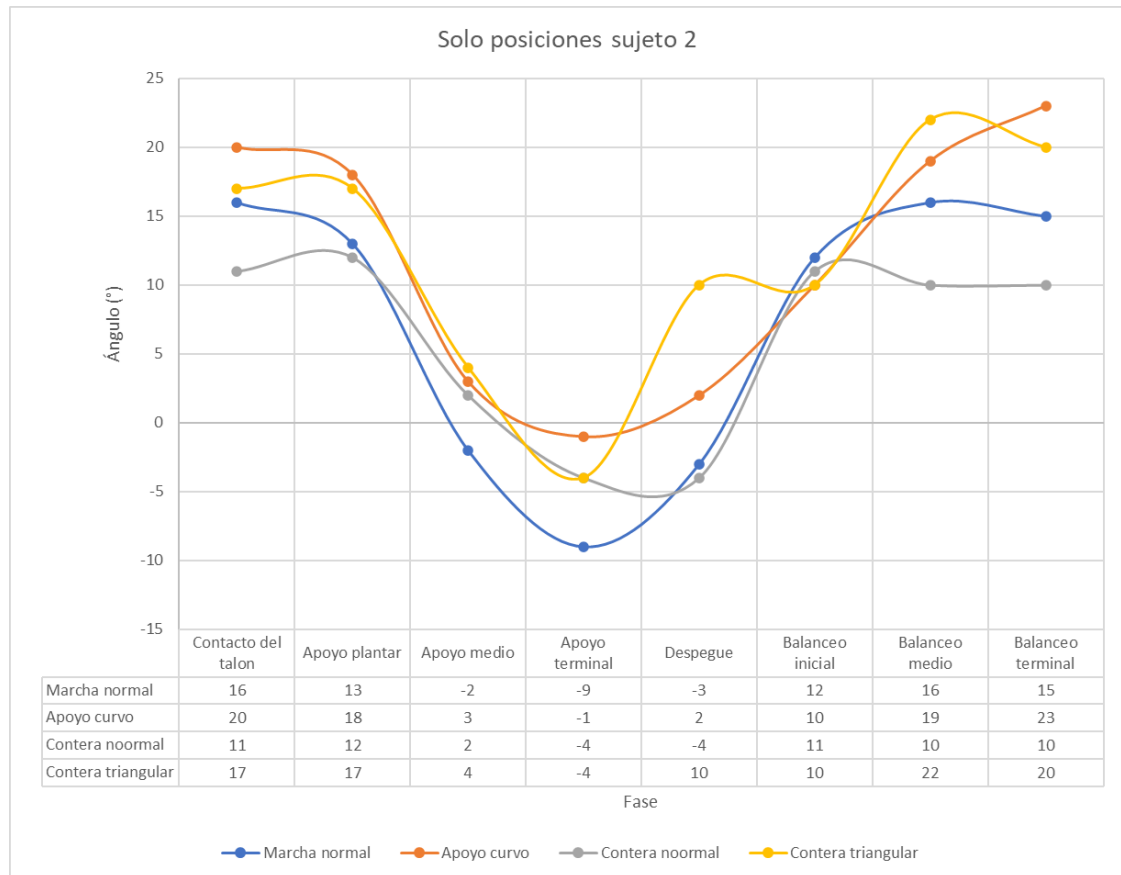
**Figura 174. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 1**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Se puede apreciar que para el caso del sujeto 1 la marcha más rápida respecto a la marcha normal fue la marcha con la contera normal, también se puede apreciar que, en cuanto a la tendencia de las marchas a parecerse a la marcha normal, la que más se parece es la marcha con el apoyo curvo.

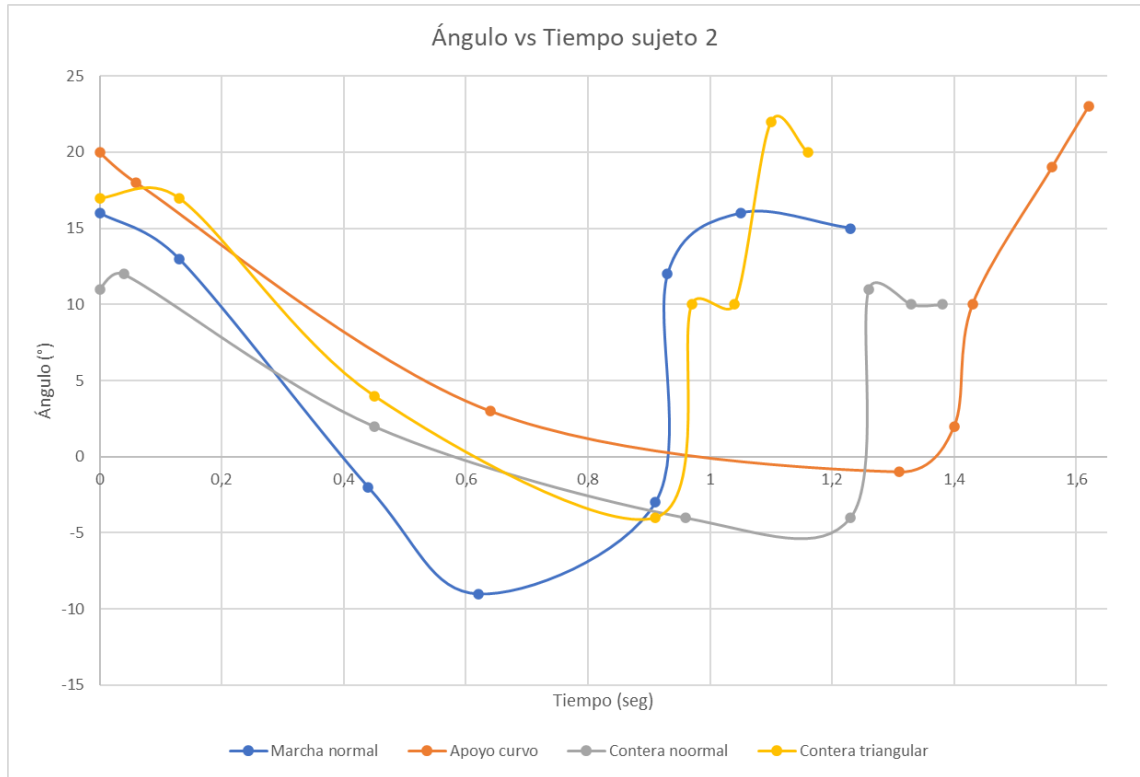
**Figura 175. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 2**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Durante el apoyo plantar, en el caso del sujeto 2, la pierna tiene una mayor apertura en la marcha del apoyo curvo y en la marcha de la contera triangular, durante el apoyo medio las cuatro marchas son muy similares, pero luego la tendencia de estas a parecerse a la marcha normal se pierde hasta que se llega al balanceo inicial, que es donde las marchas son casi iguales nuevamente, pero la tendencia vuelve a perderse en el balanceo medio.

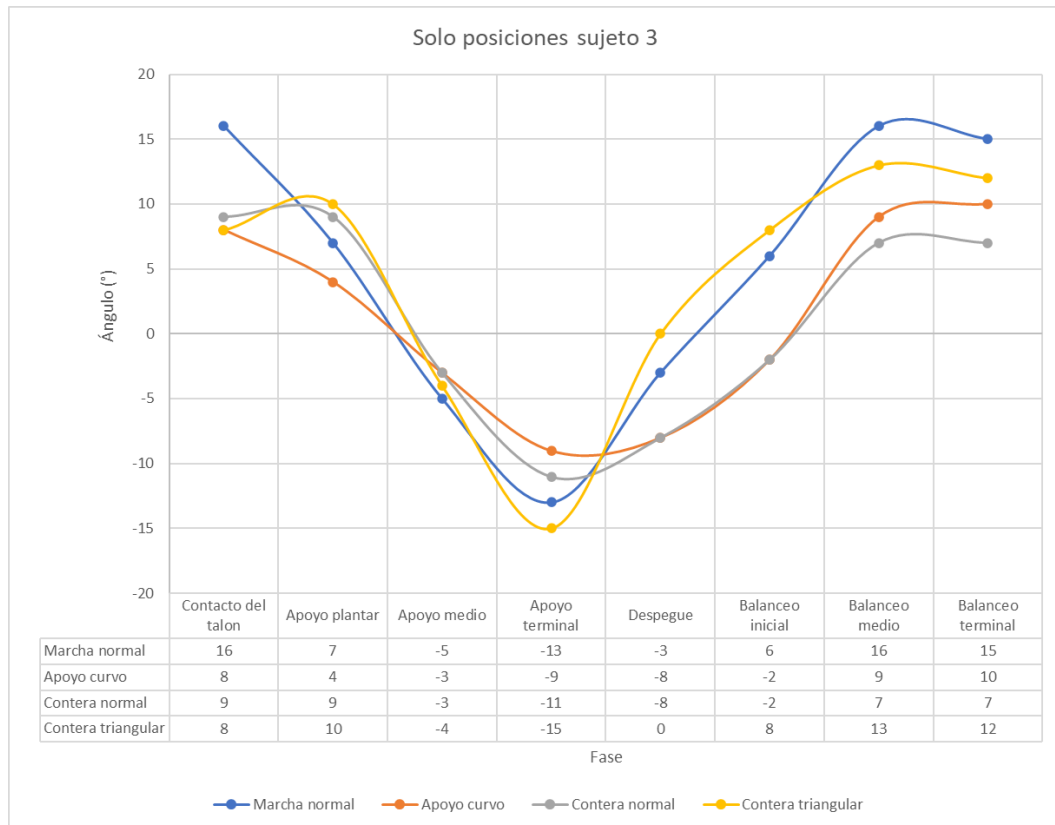
**Figura 176. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 2**



Fuente: Autor(es) del proyecto

En el caso del sujeto 2 se puede apreciar que la marcha más rápida es la de la contera triangular, la cual termina incluso antes de la marcha normal, la marcha más lenta es la del apoyo curvo, no se ve una tendencia a parecerse en las marchas, se puede apreciar que las tres marchas con el dispositivo cierran la pierna durante la fase de apoyo más o menos al mismo ritmo mientras que en la marcha normal este movimiento ocurre más inmediato.

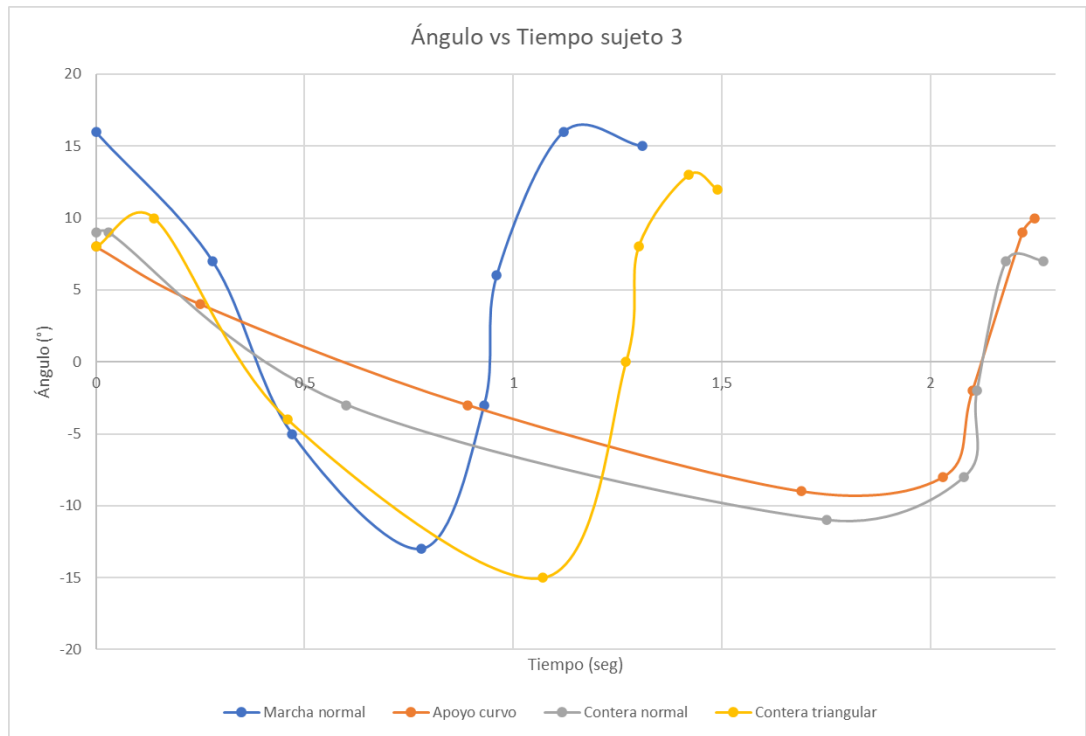
**Figura 177. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 3**



Fuente: Autor(es) del proyecto

En el caso del sujeto 3 se puede apreciar que la marcha con la contera normal y la marcha con la contera triangular guardan una similitud hasta la subfase del apoyo terminal, luego de esto la similitud pasa a ser entre la marcha del apoyo curvo y la marcha de la contera normal a su vez que hay una similitud menor entre la marcha normal y la marcha de la contera triangular, la marcha que tiene mayor tendencia a parecerse a la marcha normal es la marcha de la contera triangular.

**Figura 178. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 3**



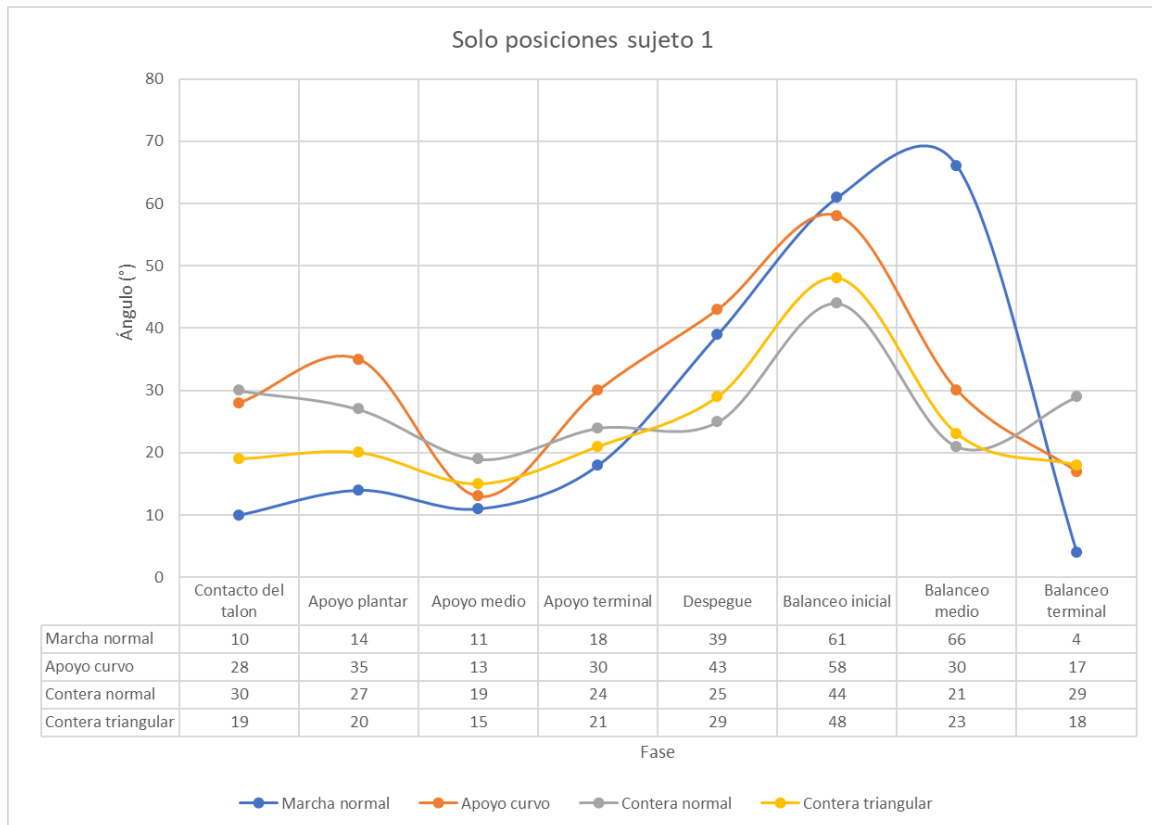
Fuente: Autor(es) del proyecto

Se puede apreciar que para el sujeto 3 la marcha más rápida es la de la contera triangular respecto a la marcha normal, las marchas del apoyo curvo y de la contera normal terminan prácticamente al mismo tiempo, se puede apreciar en esta grafica la tendencia de la marcha de la contera triangular a parecerse a la marcha normal y como las marchas del apoyo curvo y de la contera normal se parecen entre sí.

## Resultados de la rodilla en el segundo prototipo

A continuación se discuten la tendencia de los ángulos de la rodilla respecto a la subfase de marcha y respecto al tiempo para cada sujeto según la contera utilizada:

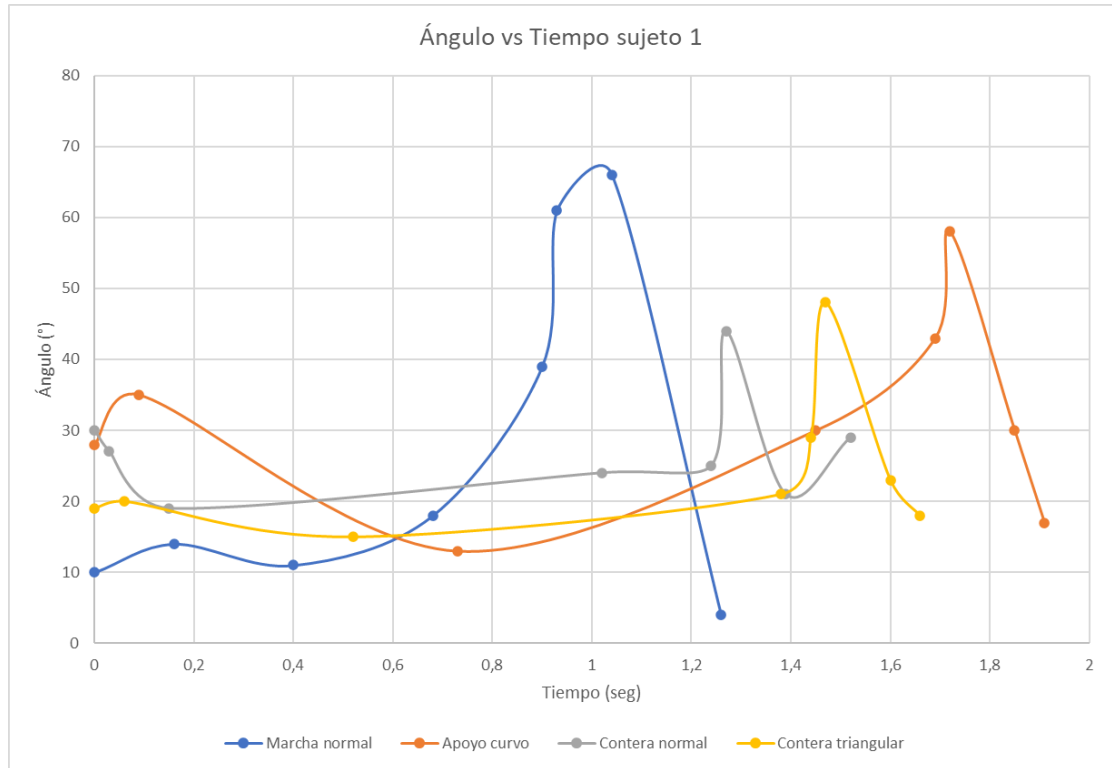
**Figura 179. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 1**



Fuente: Autor(es) del proyecto

El sujeto 1 tiene una tendencia de las marchas a parecerse a la marcha normal durante la fase de apoyo, las tres marchas con el dispositivo tienen una tendencia a parecerse entre sí, aunque la marcha con el apoyo curvo es similar en el balanceo inicial a la marcha normal en cuanto a los ángulos de la rodilla.

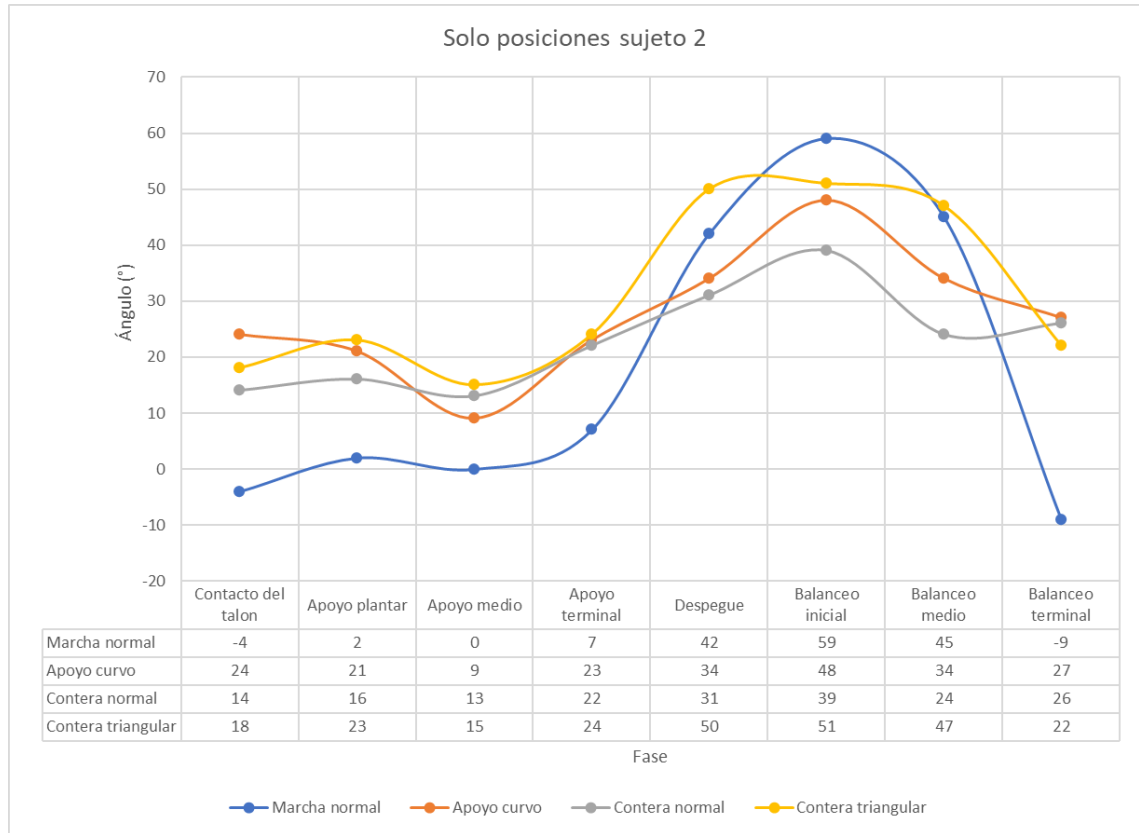
**Figura 180. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 1**



Fuente: Autor(es) del proyecto

La marcha más rápida en el caso del sujeto 1 es la marcha con la contera normal, la marcha más lenta es la marcha con el apoyo curvo, se puede apreciar una tendencia a parecerse entre la marcha del apoyo curvo y la marcha de la contera triangular durante la fase de balanceo, ninguna de las tres marchas con el dispositivo tiene el balanceo medio como el punto en el que la pierna esta más flexionada, solo la marcha normal.

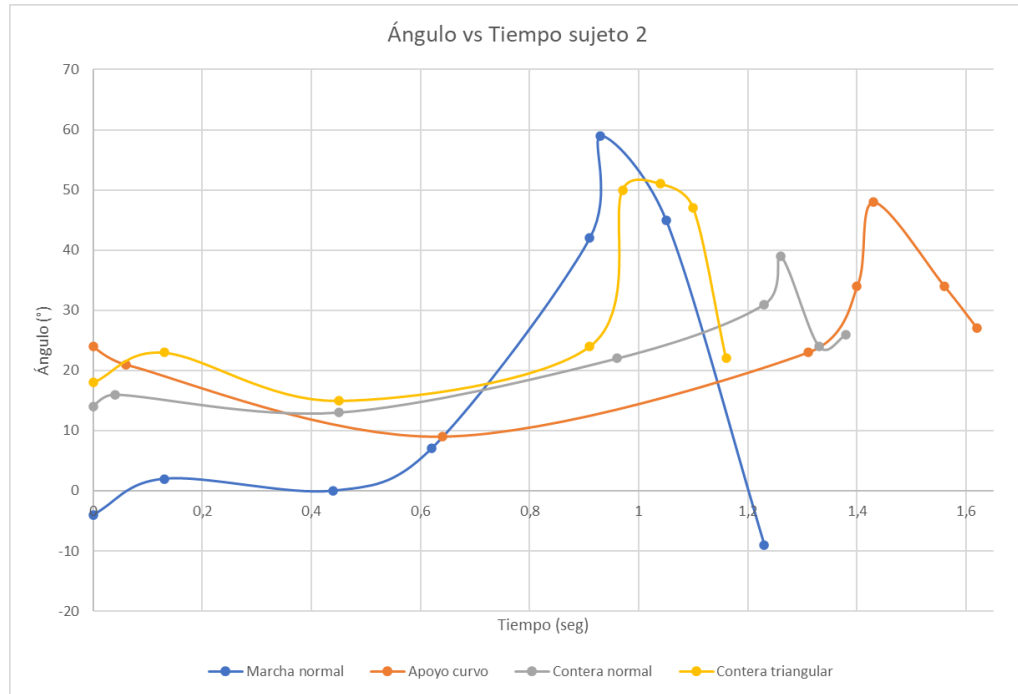
**Figura 181. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 2**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Para el caso del sujeto 2 se puede observar que las tres marchas con el dispositivo no se parecen ni guardan relación en los ángulos con la marcha normal (a excepción de la marcha con la contera triangular durante la subfase de balanceo medio), las tres marchas se parecen entre si durante la fase de apoyo, además de que durante esta fase no se extiende bien la pierna.

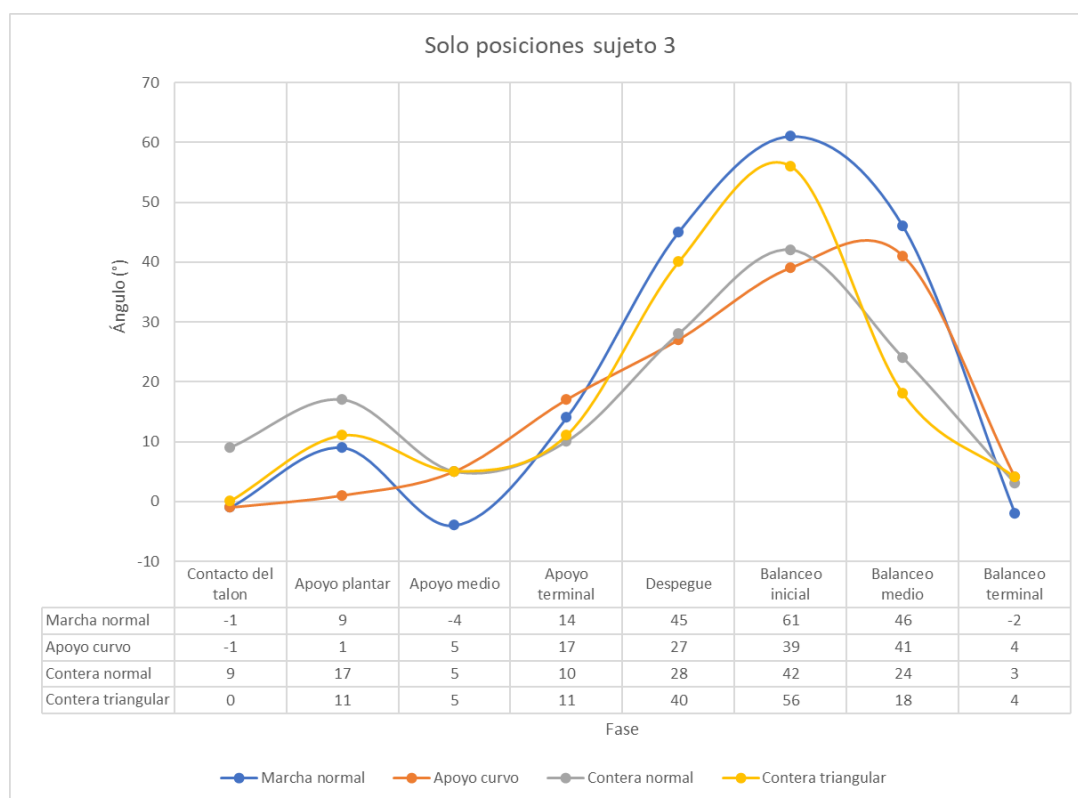
**Figura 182. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 2**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Se puede apreciar que para el caso del sujeto 2 la marcha más rápida es la marcha con la contera triangular, la cual es incluso más rápida que la marcha normal, mientras que la marcha más lenta es la marcha con el apoyo curvo, además de esto se puede observar que no hay tendencias en común entre estas cuatro marchas en esta grafica.

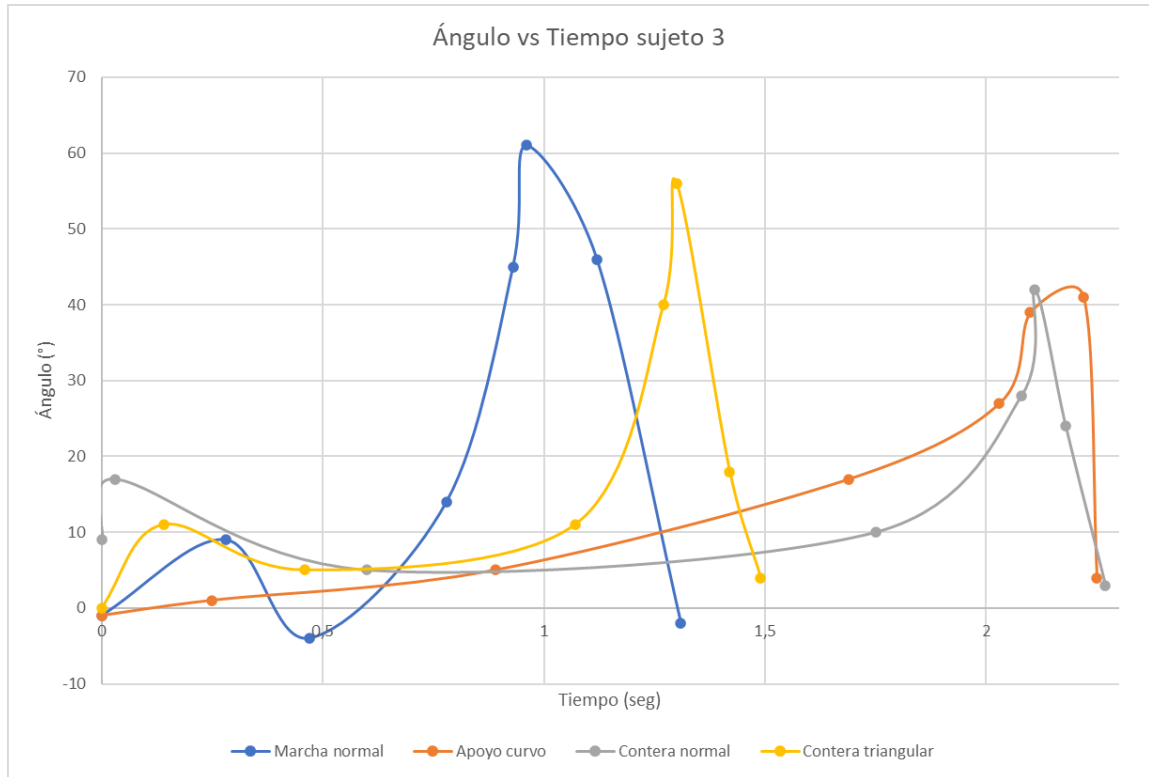
**Figura 183. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 3**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Se observa que para el caso del sujeto 3 la marcha que más se parece a la marcha normal es la marcha con la contera triangular, también se observa que las tres marcha con el dispositivo durante la subfase del apoyo medio no estiraron tanto la pierna como en la marcha normal, se puede observar que las cuatro marchas son similares durante el apoyo terminal, sin embargo durante el despegue la marcha del apoyo curvo y la marcha de la contera normal son similares entre si pero diferentes a las otras dos marchas, durante el balanceo medio ahora esto ocurre entre las marchas de la contera normal y la contera triangular.

**Figura 184. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 3**



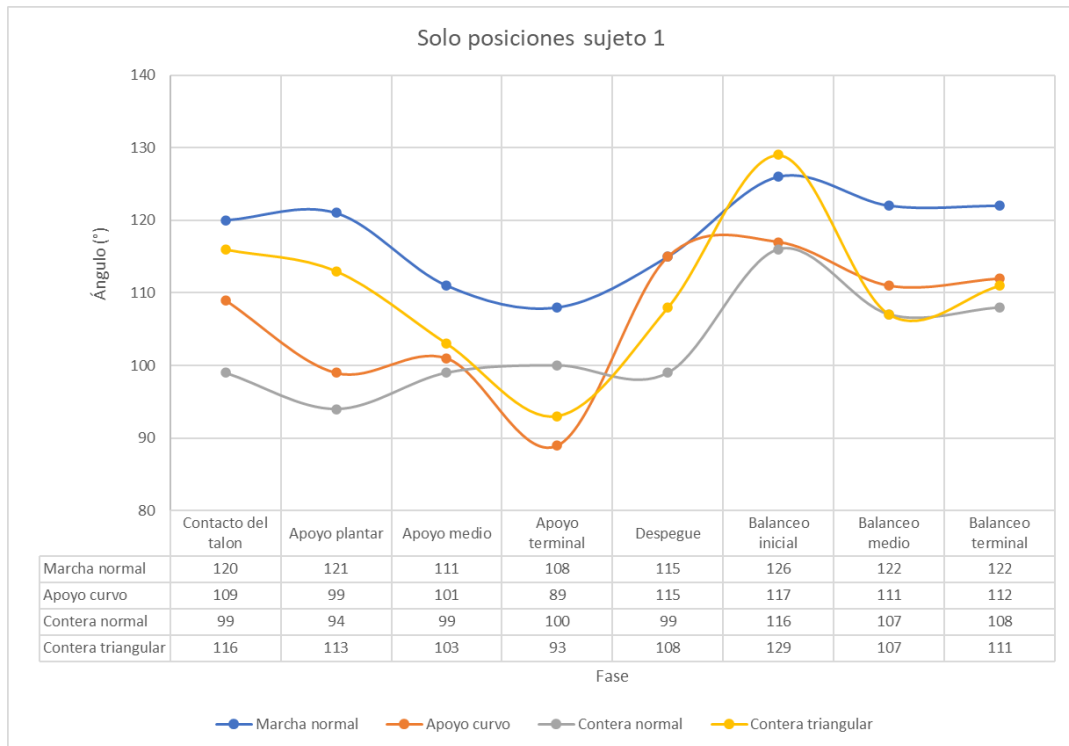
Fuente: Autor(es) del proyecto

Para el caso del sujeto 3 se puede apreciar que la marcha más rápida es la marcha con la contera triangular y que las marchas del apoyo curvo y la contera normal terminan prácticamente al mismo tiempo, se observa una tendencia similar entre la marcha normal, la marcha con la contera triangular y la marcha con la contera normal al ser el ángulo de la subfase de balanceo inicial el mayor ángulo de estas marchas (donde ocurre la máxima flexión de la pierna).

## Resultados del talón en el segundo prototipo

A continuación se discuten la tendencia de los ángulos del talón respecto a la subfase de marcha y respecto al tiempo para cada sujeto según la contera utilizada:

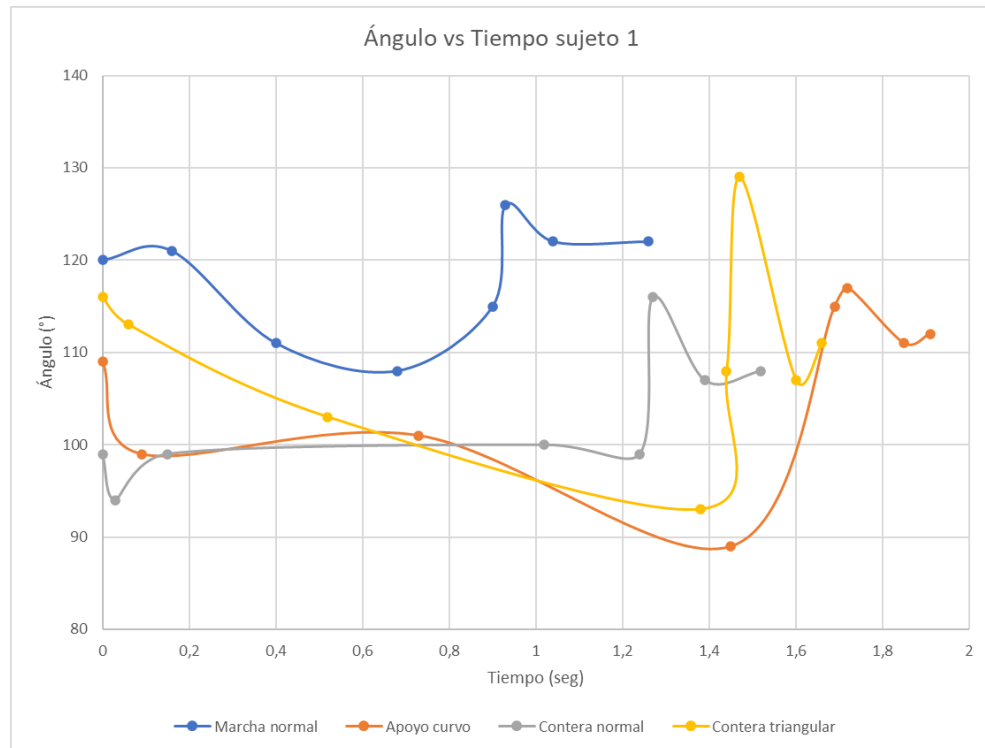
**Figura 185. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 1**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Para el caso del sujeto 1 se observa que durante la subfase del apoyo medio la marcha del apoyo curvo y la marcha de la contera triangular tienen la misma tendencia, también la tienen durante el apoyo terminal y durante el despegue, la marcha normal y la marcha con el apoyo curvo se parecen durante el despegue, la marcha normal y la marcha con la contera triangular se parecen durante el balanceo inicial, la marcha con el apoyo curvo y la marcha con la contera normal se parecen durante el balanceo inicial, y las tres marchas con el dispositivo se parecen durante el resto de la fase de balanceo.

**Figura 186. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 1**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Para el caso del sujeto 1 la marcha más rápida es la marcha con la contera normal y la marcha más lenta es la marcha con el apoyo curvo respecto a la marcha normal, las cuatro marchas tienen una tendencia similar durante la fase de balanceo, pero antes de esta solo se parecen a la marcha normal la marcha con el apoyo curvo y la marcha con la contera triangular.

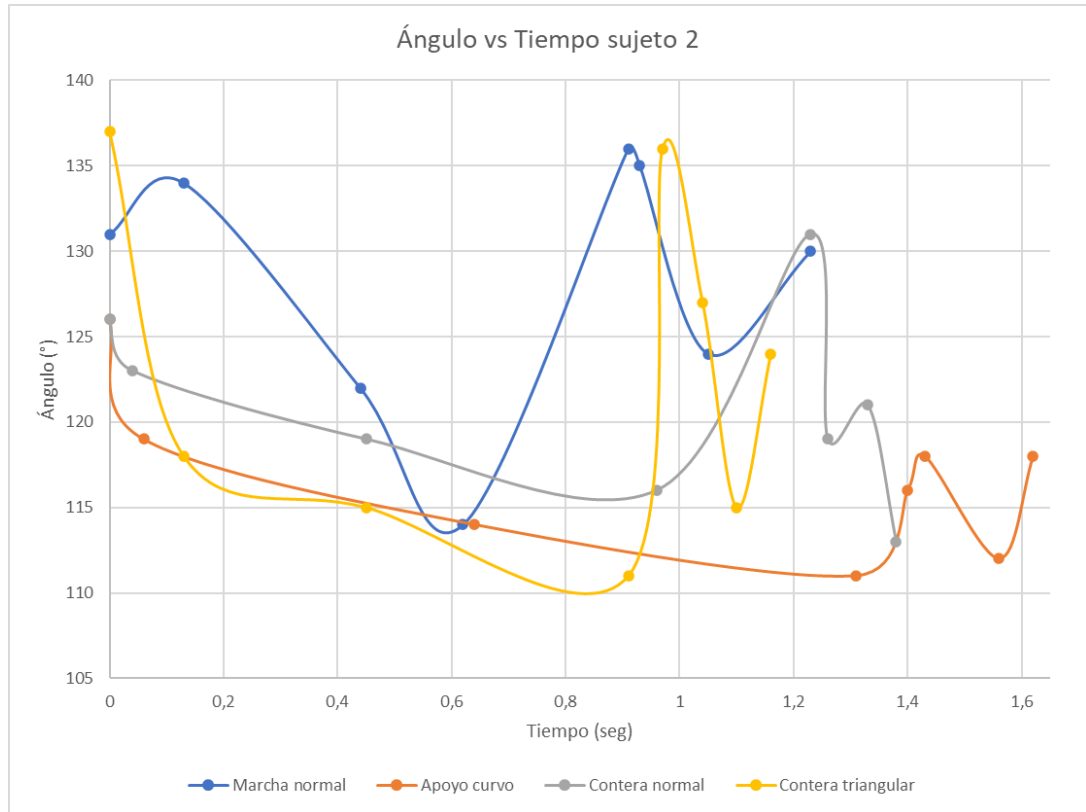
**Figura 187. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 2**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Para el caso del sujeto 2 la marcha con el apoyo curvo y la marcha con la contera triangular se parecen durante las subfases de apoyo plantar y apoyo medio, durante el apoyo terminal las cuatro marchas se parecen y durante el despegue la marcha de la contera normal y la marcha de la contera triangular se parecen a la marcha normal, durante la fase de balanceo solo la marcha con la contera triangular se parece a la marcha normal.

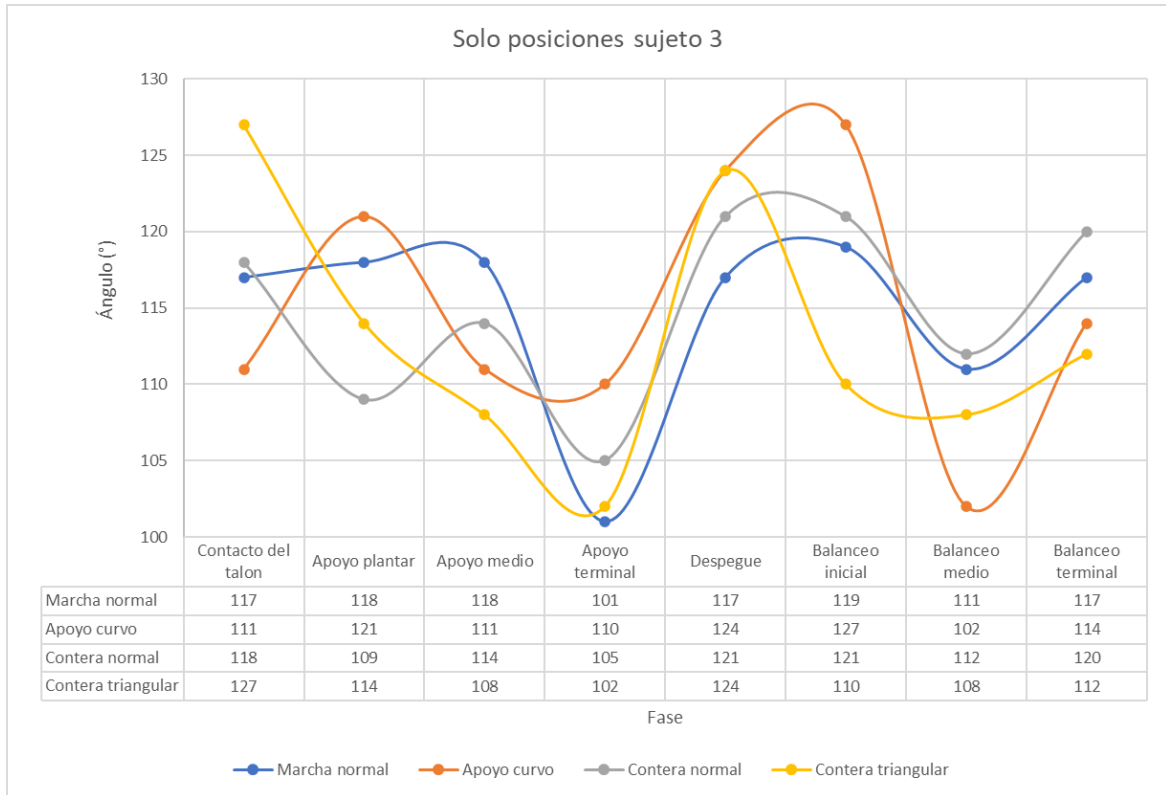
**Figura 188. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 2**



Fuente: Autor(es) del proyecto

En el caso del sujeto 2 la marcha más rápida es la marcha de la contera triangular, que, como se indicó antes, supera incluso a la marcha normal, la marcha más lenta es la marcha con el apoyo curvo, la marcha del apoyo curvo y la marcha de la contera triangular tienen la misma tendencia de la marcha normal durante la fase de balanceo en esta grafica.

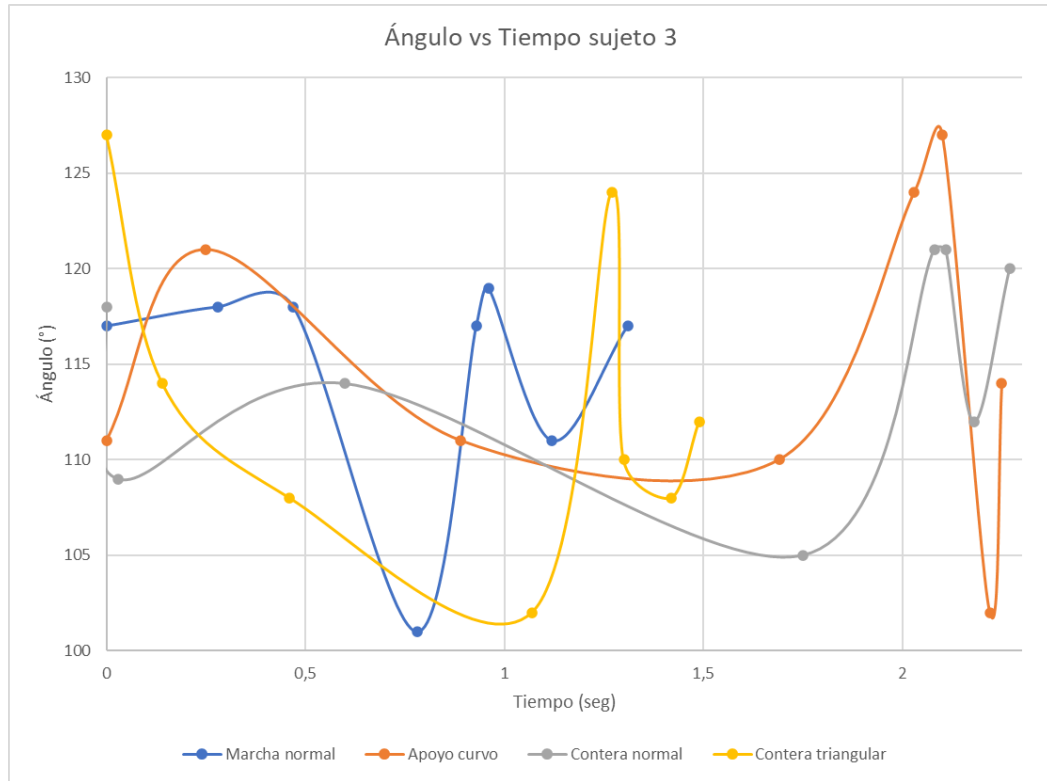
**Figura 189. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 3**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Para el caso del sujeto 3 la marcha de la contera triangular se parece a la marcha normal durante la subfase de apoyo terminal, las cuatro marchas se parecen entre si durante el despegue y la marcha de la contera normal se parece a la marcha normal durante el resto de la fase de balanceo, no hay más similitudes entre las marchas.

**Figura 190. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 3**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Como se observó anteriormente, para el caso del sujeto 3 la marcha más rápida es la marcha de la contera triangular, la marcha de la contera normal y la marcha del apoyo curvo terminan prácticamente al mismo tiempo, la marcha con la contera normal y la marcha con la contera curva tienen una tendencia similar a la de la marcha normal durante la fase de balanceo.

## ANEXO Q. Encuesta de satisfacción segundo prototipo

No se le hizo la encuesta al sujeto #2 (anterior sujeto #3) ni al sujeto #3 (autor del proyecto).

### Sujeto #1

- ¿Cómo se sintió con el dispositivo?

Rta: Comodo, sin embargo, hace falta un poco de practica al masterizarlo

- ¿Cuál fue el apoyo que mejor sintió al caminar?

Rta: El apoyo curvo fue el más cómodo.

- ¿Cuál fue el peor?

Rta: La contera triangular fue el más difícil.

- ¿Qué le cambiaría al dispositivo?

Rta: La resistencia.

## ANEXO R. Tablas de parámetros de marcha prototipo final

Las siguientes tablas corresponden a los parámetros de marcha de cada sujeto analizado, los valores obtenidos pueden compararse con los citados en la sección 7.1.1.

**Tabla 42. Parámetros generales de la prueba de marcha sujeto 1**

Parámetros Sujeto 1	Marcha normal	Apoyo curvo
Longitud de ciclo (cm)	96,78	56,96
Longitud de paso (cm)	51,8	48,68
Duración de la marcha (seg)	1,6	1,91
Velocidad de marcha (cm/s)	60,49	29,82
Cadencia de marcha (p/min)	75	62,82

Fuente: Autor(es) del proyecto

**Tabla 43. Parámetros generales de la prueba de marcha sujeto 2**

Parámetros Sujeto 2	Marcha normal	Apoyo curvo
Longitud de ciclo (cm)	108,69	71,85
Longitud de paso (cm)	52,74	54,16
Duración de la marcha (seg)	1,43	1,4
Velocidad de marcha (cm/s)	76	51,32
Cadencia de marcha (p/min)	83,92	85,71

Fuente: Autor(es) del proyecto

**Tabla 44. Parámetros generales de la prueba de marcha sujeto 3**

Parámetros Sujeto 3	Marcha normal	Apoyo curvo
Longitud de ciclo (cm)	114,53	70,01
Longitud de paso (cm)	55,5	52,39
Duración de la marcha (seg)	1,46	1,57
Velocidad de marcha (cm/s)	78,45	44,59
Cadencia de marcha (p/min)	82,19	76,43

Fuente: Autor(es) del proyecto

## ANEXO S. Tablas de análisis de varianza para los datos del prototipo final

- Longitud de ciclo

**Tabla 45. Tabla ANOVA longitud de ciclo**

SUMMARY				
<i>Groups</i>	<i>Count</i>	<i>Sum</i>	<i>Average</i>	<i>Variance</i>
Apoyo curvo	3	1,861	0,620333	0,001361
Contera triangular	3	1,493291	0,497764	0,007276

ANOVA						
<i>Source of Variation</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-value</i>	<i>F crit</i>
Between Groups	0,022535	1	0,022535	5,217851	0,084389	7,708647
Within Groups	0,017275	4	0,004319			
Total	0,03981	5				

Fuente: Autor(es) del proyecto

- Longitud de paso

**Tabla 46. Tabla ANOVA longitud de paso**

SUMMARY				
<i>Groups</i>	<i>Count</i>	<i>Sum</i>	<i>Average</i>	<i>Variance</i>
Apoyo curvo	3	2,911	0,970333	0,002412
Contera triangular	3	2,196621	0,732207	0,015693

ANOVA						
<i>Source of Variation</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-value</i>	<i>F crit</i>
Between Groups	0,085056	1	0,085056	9,395587	0,037467	7,708647
Within Groups	0,036211	4	0,009053			
Total	0,121267	5				

Fuente: Autor(es) del proyecto

- Duración de la marcha

**Tabla 47. Tabla ANOVA duración de la marcha**

SUMMARY				
<i>Groups</i>	<i>Count</i>	<i>Sum</i>	<i>Average</i>	<i>Variance</i>
Apoyo curvo	3	3,248	1,082667	0,0116
Contera triangular	3	3,343687	1,114562	0,027991

ANOVA						
<i>Source of Variation</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-value</i>	<i>F crit</i>
Between Groups	0,001526	1	0,001526	0,077087	0,795044	7,708647
Within Groups	0,079182	4	0,019796			
Total	0,080708	5				

Fuente: Autor(es) del proyecto

- Velocidad de marcha

**Tabla 48. Tabla ANOVA velocidad de marcha**

SUMMARY				
<i>Groups</i>	<i>Count</i>	<i>Sum</i>	<i>Average</i>	<i>Variance</i>
Apoyo curvo	3	1,736	0,578667	0,008366
Contera triangular	3	1,365676	0,455225	0,011724

ANOVA						
<i>Source of Variation</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-value</i>	<i>F crit</i>
Between Groups	0,022857	1	0,022857	2,275406	0,205935	7,708647
Within Groups	0,04018	4	0,010045			
Total	0,063037	5				

Fuente: Autor(es) del proyecto

- Cadencia de marcha

**Tabla 49. Tabla ANOVA cadencia de marcha**

SUMMARY				
<i>Groups</i>	<i>Count</i>	<i>Sum</i>	<i>Average</i>	<i>Variance</i>
Apoyo curvo	3	2,789	0,929667	0,008372
Contera triangular	3	2,733192	0,911064	0,01929

ANOVA						
<i>Source of Variation</i>	<i>SS</i>	<i>df</i>	<i>MS</i>	<i>F</i>	<i>P-value</i>	<i>F crit</i>
Between Groups	0,000519	1	0,000519	0,03753	0,85583	7,708647
Within Groups	0,055325	4	0,013831			
Total	0,055844	5				

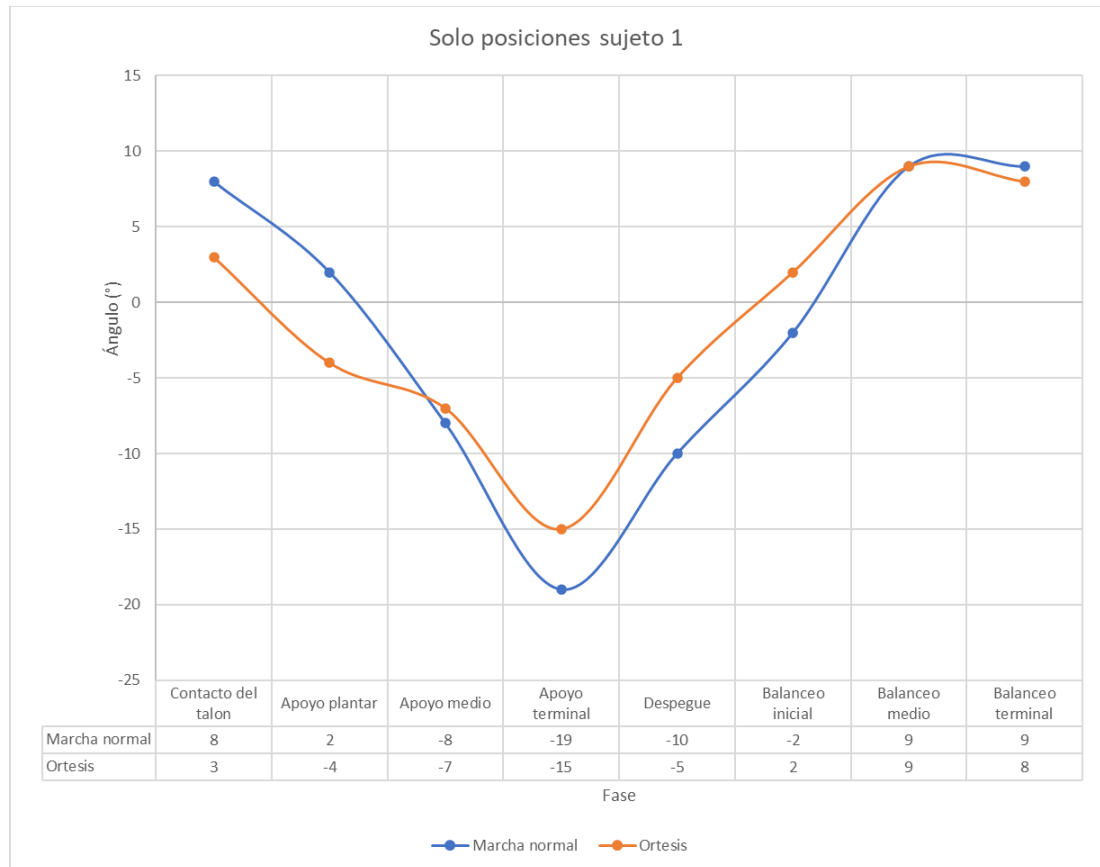
Fuente: Autor(es) del proyecto

## ANEXO T. Resultados de los ángulos de la pierna en el prototipo final

### Resultados de la cadera

A continuación se discuten la tendencia de los ángulos de la cadera respecto a la subfase de marcha y respecto al tiempo para cada sujeto según la contera utilizada:

**Figura 191. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 1**



Fuente: Autor(es) del proyecto

La apertura de la cadera es más grande durante la marcha normal, pero la marcha con el dispositivo la hace similar durante las subfases de apoyo medio, balanceo medio y balanceo final, a partir de la subfase de apoyo medio, la gráfica de la ortesis tiene una tendencia a parecerse a la gráfica de la marcha normal.

**Figura 192. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 1**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Se puede apreciar que para el caso del sujeto 1 la marcha con la ortesis es mas lenta que la marcha normal, esto es por el tiempo que transcurre entre la subfase del apoyo medio y la subfase del apoyo terminal el cual es de alrededor de 1 segundo. El balanceo de la pierna ocurre más rápido durante la marcha con la ortesis.

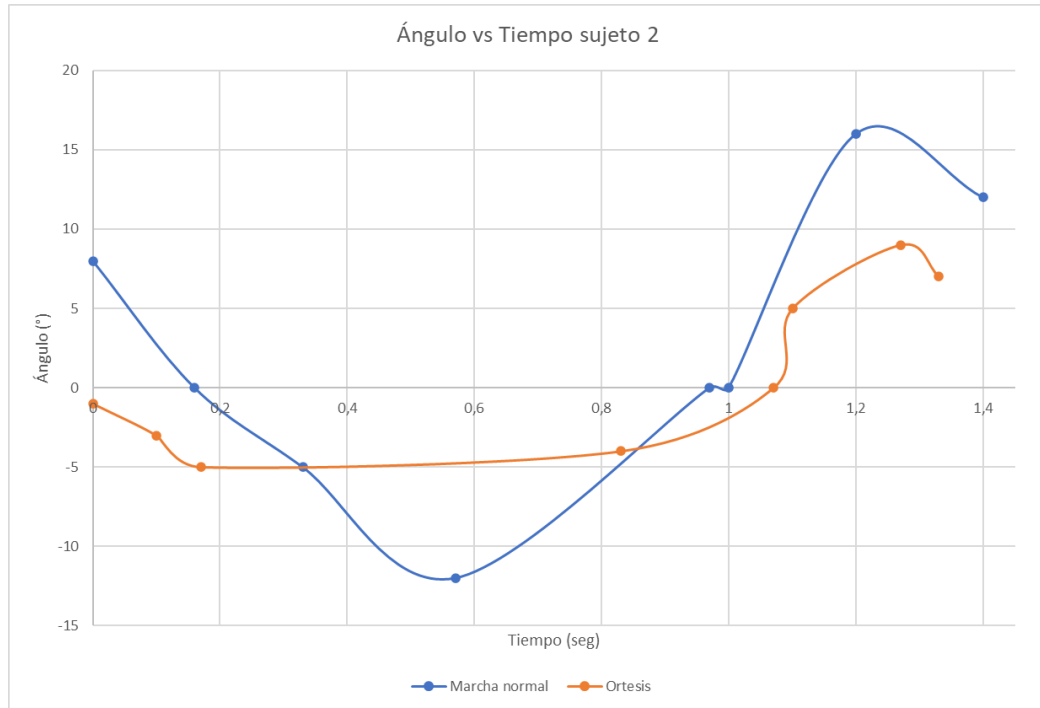
**Figura 193. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 2**



Fuente: Autor(es) del proyecto

A pesar de que el valor del ángulo de apertura de la pierna es exactamente el mismo durante las subfases de apoyo medio y de despegue, la tendencia de la gráfica del movimiento angular de la ortesis a parecerse a el movimiento de la marcha normal es casi nula o inexistente, aunque el movimiento de la ortesis se puede ver más suave y menos accidentado, esto puede deberse a la falta de experiencia al utilizar el dispositivo.

**Figura 194. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 2**



Fuente: Autor(es) del proyecto

En el caso del sujeto 2 se puede apreciar que la marcha más rápida es la de la ortesis, a pesar de que el tiempo entre la subfase de apoyo medio y la subfase de apoyo terminal sea muy largo, también se puede apreciar que la fase de balanceo ocurre más rápido que la de la marcha normal pero más lento que en análisis anteriores. Las primeras subfases de apoyo ocurren muy rápido.

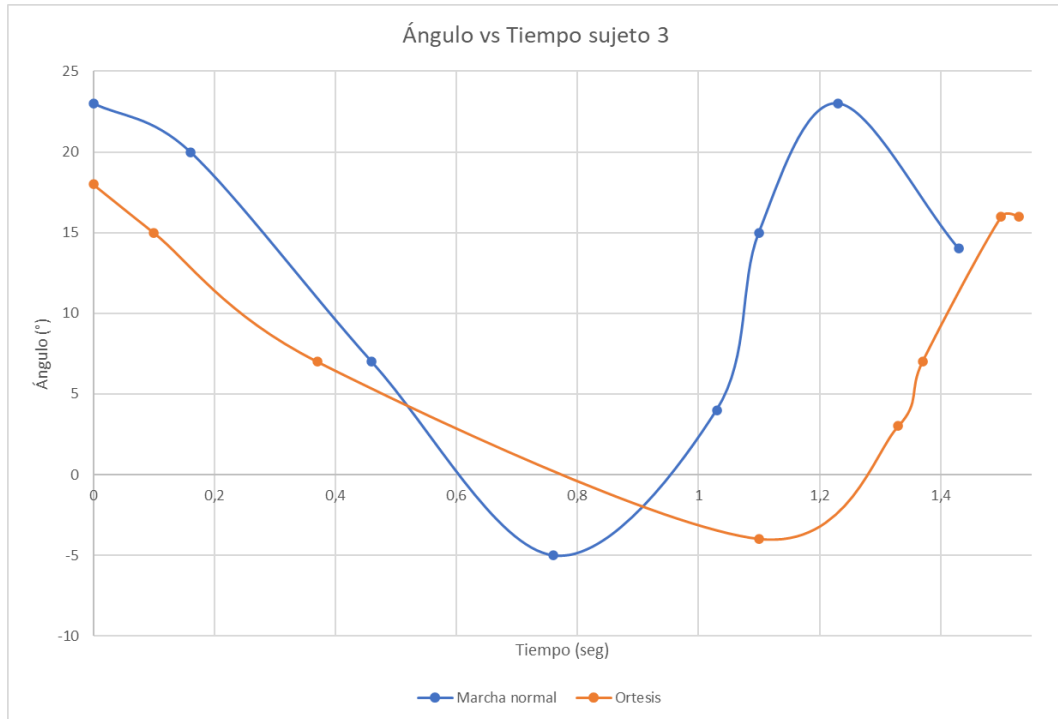
**Figura 195. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 3**



Fuente: Autor(es) del proyecto

El sujeto 3 tiene una tendencia a parecerse la marcha durante la fase de apoyo, especialmente en las subfases de apoyo medio, apoyo terminal y despegue, aunque la apertura de la pierna es más baja durante las subfases de contacto del talón y apoyo plantar. Esta tendencia se pierde durante la fase de balanceo.

**Figura 196. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 3**



Fuente: Autor(es) del proyecto

La marcha de mayor duración es la marcha con la ortesis, se puede apreciar que en el tiempo que hay entre el apoyo medio y el apoyo terminal en la marcha con la ortesis, ocurren tres subfases de marcha en la marcha normal, sin embargo las primeras tres subfases de apoyo son más rápidas con la ortesis, al igual que lo es la fase de balanceo.

## Resultados de la rodilla en el segundo prototipo

A continuación se discuten la tendencia de los ángulos de la rodilla respecto a la subfase de marcha y respecto al tiempo para cada sujeto según la contera utilizada:

**Figura 197. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 1**



Fuente: Autor(es) del proyecto

El sujeto 1 tiene una tendencia de la marcha con el dispositivo a parecerse a la marcha normal durante las primeras dos subfases de la fase de apoyo y durante la subfase del balanceo medio, se puede apreciar que la pierna del sujeto durante el apoyo medio y el apoyo terminal no se extiende lo suficiente como para que la marcha con el dispositivo se parezca a la marcha normal.

**Figura 198. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 1**



Fuente: Autor(es) del proyecto

La marcha más rápida en el caso del sujeto 1 es la marcha normal, se puede apreciar una tendencia a parecerse entre las dos marchas durante la fase de balanceo, ambas marchas tienen el balanceo medio como el punto en el que la pierna está más flexionada, en el tiempo entre el apoyo terminal y el despegue en la marcha con la ortesis ocurren al menos cuatro subfases en la marcha normal.

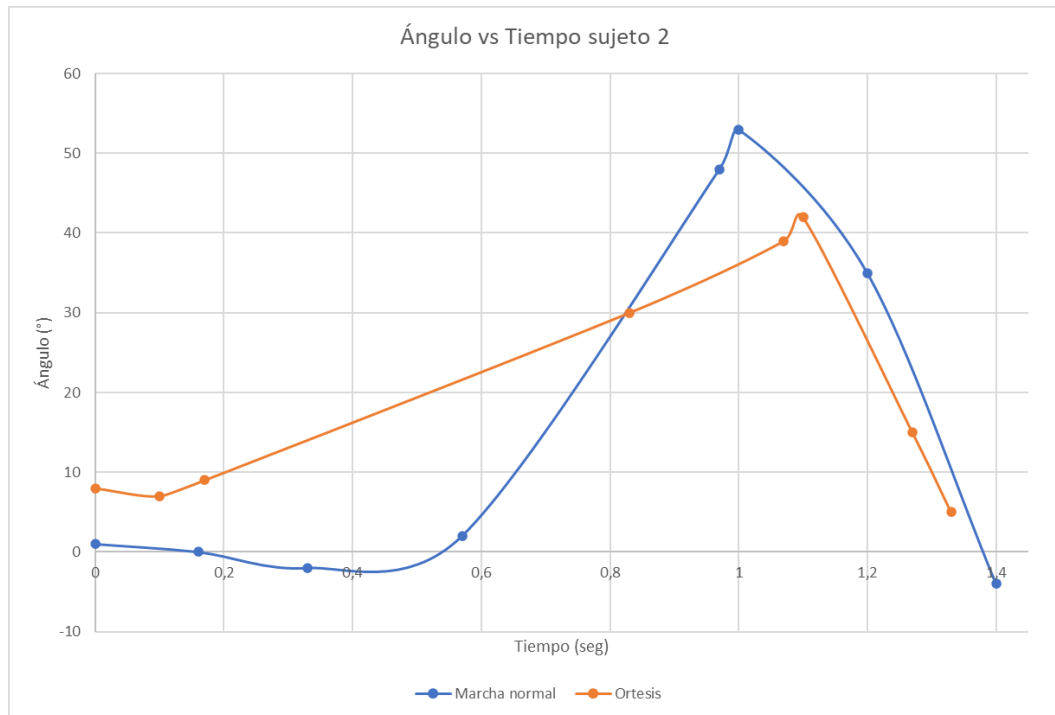
**Figura 199. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 2**



Fuente: Autor(es) del proyecto

En el caso del sujeto 2 se puede apreciar que las dos marchas no se parecen ni guardan relación en los ángulos, se puede observar una flexión prematura de la pierna durante el apoyo terminal a comparación de la marcha normal, sin embargo, también se puede apreciar que la flexión más grande de la pierna ocurre durante el balanceo inicial para ambos casos.

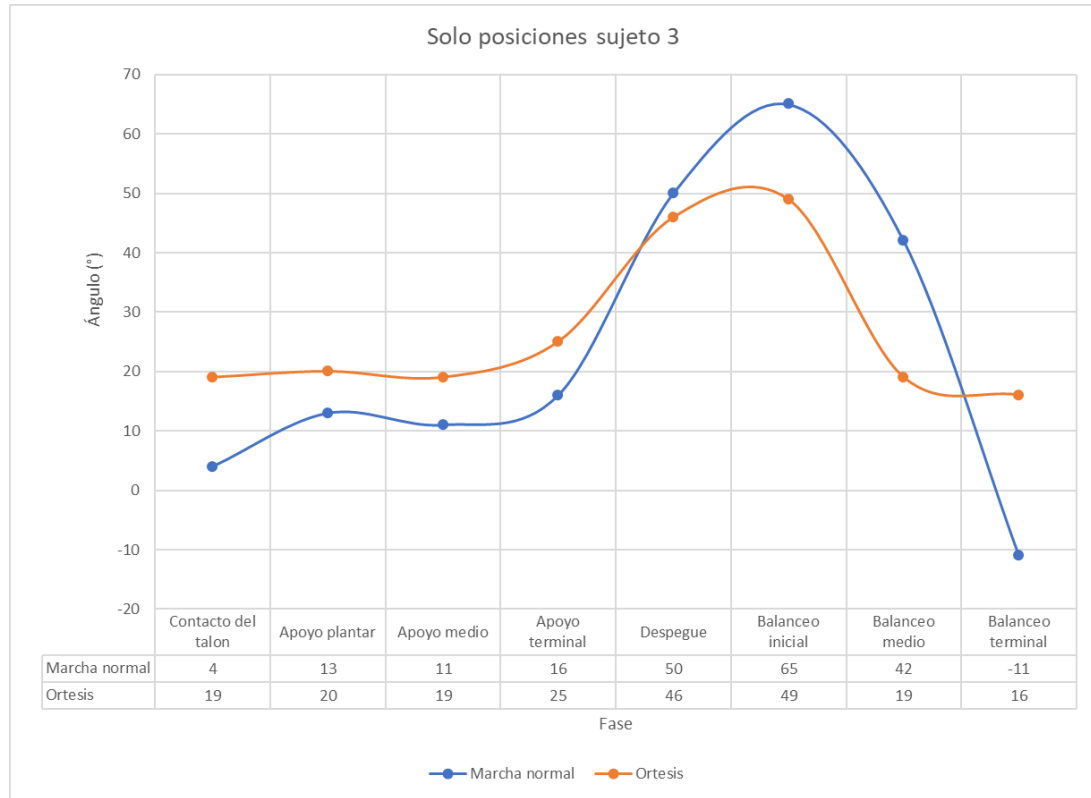
**Figura 200. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 2**



Fuente: Autor(es) del proyecto

En esta gráfica, para el caso del sujeto 2, se puede apreciar que hay una tendencia a parecerse entre las dos marchas durante el cambio de la subfase del despegue a la subfase del balanceo inicial, también se aprecia nuevamente que para el sujeto 2 la marcha más rápida es la marcha con la ortesis.

**Figura 201. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 3**



Fuente: Autor(es) del proyecto

En el sujeto 3 la extensión de la pierna durante la fase de apoyo es leve en la marcha normal y se parece un poco con la marcha de la ortesis, la subfase que más se parece es la subfase del despegue y donde menos se parecen las marchas es durante la subfase del balanceo terminal, en la cual la pierna termina más extendida durante la marcha normal.

**Figura 202. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 3**



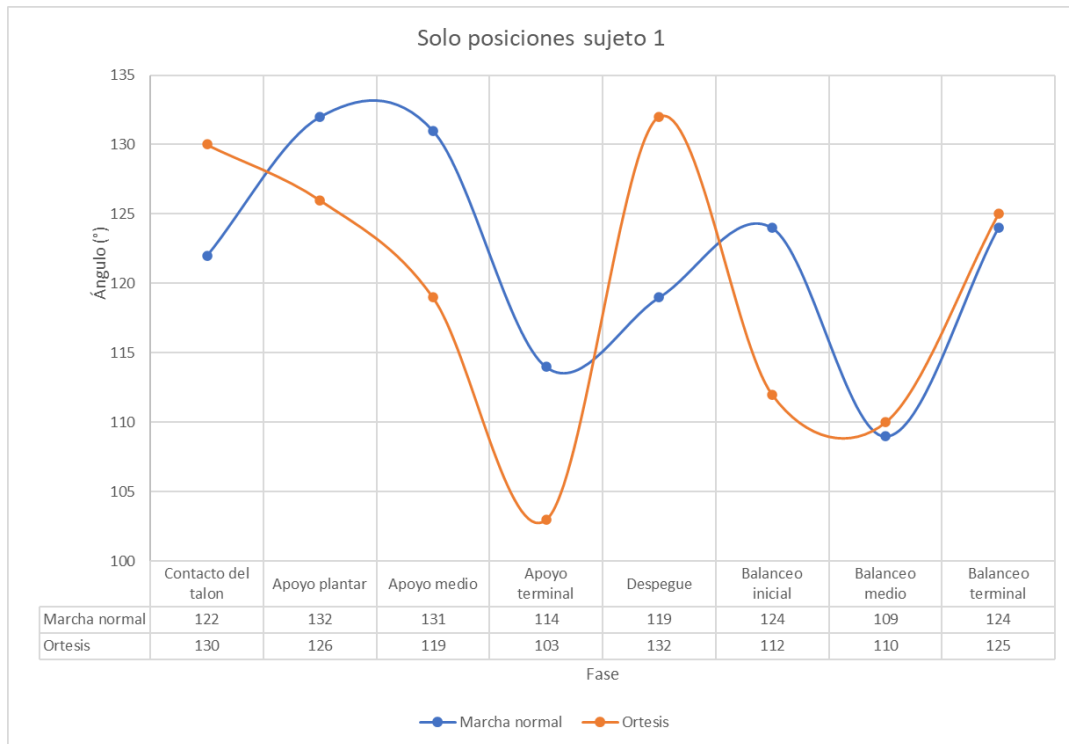
Fuente: Autor(es) del proyecto

En la gráfica de ángulo vs tiempo para el caso del sujeto 3 correspondiente a los ángulos de la rodilla se puede apreciar que no hay una tendencia de las marchas a parecerse entre sí en ninguna de las subfases, también se puede apreciar que la marcha más lenta es la marcha con la ortesis, como se indicó anteriormente.

## Resultados del talón en el segundo prototipo

A continuación se discuten la tendencia de los ángulos del talón respecto a la subfase de marcha y respecto al tiempo para cada sujeto según la contera utilizada:

**Figura 203. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 1**



Fuente: Autor(es) del proyecto

En el caso del sujeto 1 se puede apreciar que el movimiento del tobillo tiende a ser similar solo durante el balanceo medio y el balanceo final, antes de esto se podría discutir que lo fue en el apoyo terminal al estar la tendencia de haber puesto el pie en un ángulo más recto, pero es claro que en la marcha con ortesis esta tendencia es exagerada.

**Figura 204. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 1**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Para el caso del sujeto 1 la marcha más rápida es la marcha normal, no se aprecia una tendencia entre las dos marchas y se puede apreciar que en tiempos la subfase de apoyo terminal hasta la subfase de despegue en el caso de la ortesis dura lo que duran cuatro subfases en el caso de la marcha normal.

**Figura 205. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 2**



Fuente: Autor(es) del proyecto

En el caso del sujeto 2, las marchas solo se parecen durante la subfase del balanceo medio, la tendencia del ángulo a volverse recto durante el apoyo terminal está presente, pero es muy exagerado en el caso de la marcha con la ortesis, ambas marcha hacen un movimiento similar pero con apertura del talón muy distintas.

**Figura 206. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 2**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Para el caso del sujeto 2 la marcha más rápida es la marcha con la ortesis, como se indicó anteriormente, la fase de apoyo ocurre más rápido al principio en la marcha con la ortesis, pero luego durante la subfase de apoyo medio esta se hace más lenta, la fase de balanceo también ocurre más rápido durante la marcha con la ortesis.

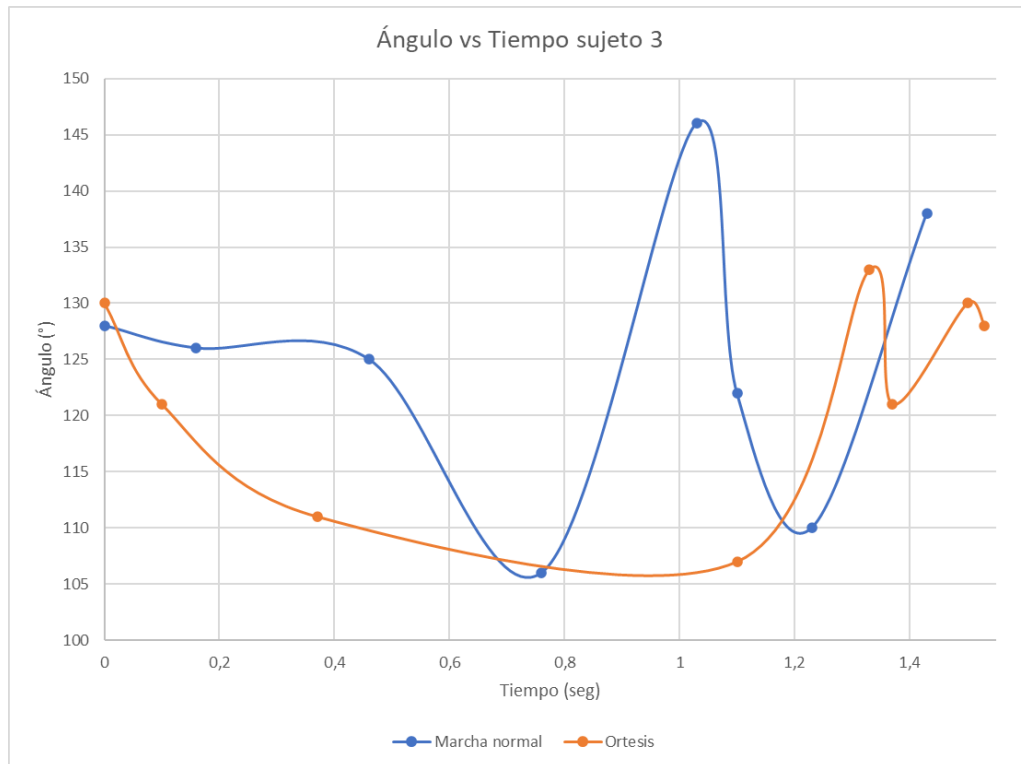
**Figura 207. Grafica de ángulo contra posiciones sujeto 3**



Fuente: Autor(es) del proyecto

En el caso del sujeto 3 la marcha con la ortesis y la marcha normal se parecen durante las subfases de contacto del talón, apoyo terminal y de balanceo inicial, pero no se parecen en el resto de las subfases, de hecho, se diferencian mucho en la subfase de balanceo medio por la tendencia del talón a abrirse en la marcha con la ortesis, ambas marchas tienden a abrir el talón durante el despegue pero la marcha normal lo hace más.

**Figura 208. Grafica de ángulo vs tiempo sujeto 3**



Fuente: Autor(es) del proyecto

Se puede apreciar que la marcha con la ortesis es más lenta que la marcha normal, y que cualquier tendencia apreciada anteriormente entre las dos marchas aquí es bastante difusa, solo se observa una pequeña similitud al subir el ángulo de la pierna durante la subfase de despegue, y los ángulos que son similares.

## ANEXO U. Encuesta de satisfacción prototipo final

No se le hizo la encuesta al sujeto #1 (autor del proyecto).

### Sujeto #2

- ¿Cómo se sintió con el dispositivo?

Rta: Bien, cómodo, inestable la sujeción.

- ¿Qué le cambiaría al dispositivo?

Rta: La sujeción a la pierna (soporte superior)

### Sujeto #3

- ¿Cómo se sintió con el dispositivo?

Rta: Fue intuitivo, hubo bastante balance y se sintió más cómodo con cada paso.

- ¿Qué le cambiaría al dispositivo?

Rta: Siento que la rodillera está muy inclinada.

## **ANEXO V. Planos del prototipo final**

**Nota:** Los planos de este proyecto pueden ser consultados en la Universidad Industrial de Santander, sala base de datos.