

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN, E IMPLEMENTACIÓN DE UNA PROTESIS
PARA AMPUTACIÓN TRANSFEMORAL, IMPLEMENTANDO UN SISTEMA
DE CONTROL ADAPTATIVO**

PROTESIS VR

**JOSE LUIS VILLAMIL GONZALEZ
FABIÁN ANDRÉS RUEDA ROMÁN**

Proyecto para optar el título de Ingeniero Mecatrónico

**DIRECTOR:
ANTONIO FAUSTINO MUÑOZ MONER**

**Línea de investigación:
AUTOMATIZACIÓN INDUSTRIAL Y CONTROL**

**UNIVERSIDAD AUTONOMA DE BUCARAMANGA
FACULTAD DE INGENIERIA FISICO-MECANICAS
INGENIERÍA MECATRÓNICA
BUCARAMANGA**

2008

Nota de aceptación:

Firma del presidente del jurado

Firma del Jurado

Firma del Jurado

DEDICATORIA

Le dedico este proyecto de grado, primero y antes que nada a ti DIOS que me diste la oportunidad de vivir, por haberme permitido llegar hasta este punto y haberme dado salud para lograr mis objetivos, por los triunfos y los momentos difíciles que me han enseñado a valorarte cada día más.

Con mucho cariño a mis padres. A mi madre, por haberme apoyado en todo momento, por sus consejos, sus valores, por la motivación constante que me ha permitido ser una persona de bien, pero más que nada por su amor. A mi padre, por los ejemplos de perseverancia y constancia que lo caracterizan y que me han inspirado siempre, por el valor mostrado para salir adelante y por su amor.

A mis hermanos, porque siempre he contado con ellos para todo, gracias a la confianza que siempre nos hemos tenido; por el apoyo y la amistad.

Fabián Andrés Rueda Román

A mi familia quien con su esfuerzo y dedicación me apoyaron durante el proceso de pregrado, culminando con el desarrollo de este proyecto de grado.

A mi madre Lina Gonzalez y a Warner Jardiel Alegria, siendo ellos fuente de inspiración y modelos a seguir, por su empeño y su dedicación buscando la excelencia y siendo siempre los mejores.

José Luis Villamil González

AGRADECIMIENTOS

Primero y antes que nada, dar gracias a DIOS, por estar con nosotros en cada paso que damos, por fortalecer nuestro corazón e iluminar nuestras mentes y por haber puesto en mi camino a aquellas personas que han sido nuestro soporte y compañía durante todo el periodo de estudio.

A nuestros padres que nos dieron la vida y han estado con nosotros en todo momento. Gracias por todo papá y mamá por darnos una carrera para nuestro futuro y por creer en nosotros, porque siempre han estado apoyándonos y brindándonos todo su amor, por todo esto les agradecemos de todo corazón que estén a nuestro lado. A nuestras abuelitas por encomendarme siempre con Dios para que saliera adelante. Sabemos que sus oraciones fueron escuchadas.

De igual manera nuestro más sincero agradecimiento al decano de la facultad Dr. Germán Oliveros Villamizar, Quien encabeza la facultad en INGENIERÍA MECARTRÓNICA en una universidad tan prestigiosa como lo es la UNIVERSIDAD AUTONOMA DE BUCARAMANGA. Así también a todo el personal de la FACULTAD DE INGENIERIAS FISICO-MECANICAS, biblioteca, mantenimiento, limpieza, ya que dentro de los ámbitos que a cada uno le competen, nos han colaborado sin ponernos ningún impedimento, al contrario, siempre nos han brindado una sonrisa.

Agradecemos a nuestros maestros por su disposición, su apoyo así como por la sabiduría que nos transmitieron en el desarrollo de mi formación profesional, en especial al Esp. Carlos Iván Patiño por habernos guiado al desarrollo de este trabajo, al profesor Mauricio Suarez por su colaboración, paciencia, apoyo brindados desde siempre y sobre todo por esa gran amistad que nos han brindado y nos brindaran.

Un agradecimiento especial a Fredy H. gerente de ASE ORTOPEDICOS y de igual manera a el señor Mauricio Vega, por compartir su tiempo, sus conocimientos y sus experiencias para el desarrollo de este proyecto.

Finalmente a todas aquellas personas que de una u otra forma, colaboraron o participaron en la realización de este proyecto, hago extensivo mi más sincero agradecimiento.

José Luis Villamil González - Fabián Andrés Rueda Román

CONTENIDO

pág.

1. INTRODUCCIÓN	1
2. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO	3
2.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
2.2 DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA	4
2.3 USUARIOS DIRECTOS E INDIRECTOS POTENCIALES	4
2.4 ESTADO DEL ARTE	5
2.5 OBJETIVO GENERAL	6
2.6 OBJETIVOS ESPECIFICOS	7
3. MARCO TEORICO	9
3.1 MARCHA HUMANA	9
3.1.1 Subdivisión de la fase de apoyo	11
3.1.2 Subdivisión de la fase de balanceo	11
3.1.3 Línea del centro de gravedad	12
3.1.4 Desplazamiento lateral	13
3.1.5 Características de la marcha que influyen la línea del centro de gravedad	13
➤ Flexión de la rodilla durante la fase de apoyo.	13
➤ Rotación de la pelvis.	14
➤ Ancho de la base de sustentación.	14
3.1.6 Métodos de estudio de la marcha	14
➤ Movimiento en el plano sagital entre el contacto del talón y el punto de apoyo medio.	16

• Tobillo	16
○ Análisis cinemático	16
○ Análisis cinético	17
• Rodilla	18
○ Análisis cinemático	18
○ Análisis cinético	19
• Cadera	20
○ Análisis cinemático	20
○ Análisis cinético	21
➤ Movimiento en el plano sagital entre el apoyo medio y el despegue del pie.	22
• Tobillo	22
○ Análisis cinemático	23
○ Análisis cinético	23
• Rodilla	25
○ Análisis cinemático	25
○ Análisis cinético	25
• Cadera	26
○ Análisis cinemático	26
○ Análisis cinético	26
➤ Movimiento en el plano sagital durante la fase de balanceo.	28
• Tobillo	28
• Rodilla	29
• Cadera	29
➤ Movimiento en el plano frontal.	29
3.2 PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR	31
3.2.1 Historia	31
3.2.2 Trabajo de equipo	32

3.2.3 Componentes de la prótesis	32
3.2.4 Amputaciones por encima de la rodilla	34
➤ Nivel de amputación. Técnica quirúrgica	34
3.2.5 Muñón para prótesis	36
3.2.6 Prótesis para amputaciones por encima de la rodilla	38
➤ Tipos de encaje (Socket)	38
➤ Conjunto tobillo pie	43
3.2.7 Modelos de prótesis	44
➤ Prótesis exoesqueléticas	44
➤ Prótesis modular o endoesquelética	46
3.3 MECANICA FISIOLÓGICA DE LA RODILLA	49
3.3.1 Mecánica patológica de la rodilla	49
3.3.2 Fuerzas musculares aplicadas a la articulación de la rodilla	51
3.3.3 Articulaciones y mecanismos de rodilla	53
➤ Articulación de rodilla de libre movimiento	53
➤ Articulación de rodilla desplazada	54
3.3.4 Tipos de mecanismos de rodilla	54
➤ Rodillas libres	54
➤ Rodillas hidráulicas	55
➤ Rodillas con freno de fricción	56
➤ Rodillas con cierre manual	56
3.4 SEÑALES MIOELECTRICAS	57
3.4.1 Potencial de unidad motora	57
3.4.2 electrodos de superficie para EMG	60
3.5 PROCESAMIENTO DIGITAL DE LAS SEÑALES MIOELECTRICAS	62

3.5.1 Extracción de las características	62
3.5.2 Aproximación temporal	63
➤ Valor medio absoluto	63
➤ Cruces por cero	64
➤ Cambio de pendiente	64
➤ Longitud de onda	64
3.5.3 Modelo paramétrico AR	65
➤ Modelo AR	65
➤ Modelo AR utilizando el método de Burg	65
➤ Modelo AR utilizando el método de la covarianza	66
➤ Modelo AR utilizando el método de Yule-Walker	66
3.5.4 Aproximación espectral	66
➤ Periodograma	67
➤ Espectrograma	67
3.5.5 Aproximación con Wavelet Packets	68
➤ Transformada Wavelet discreta	69
➤ Descomposición con Wavelets Packets	72
3.6 RECONOCIMIENTO DE PATRONES	73
3.6.1 Concepto	73
3.6.2 Clasificación de patrones mediante la adaptación	78
3.6.3 Adaptación por correlación	78
➤ Que es correlación	78
➤ Propiedades del coeficiente de correlación	79
➤ Coeficiente de correlación Spearman	80
➤ Clasificación de patrones mediante la adaptación por correlación	81

3.7 CONTROL ADAPTATIVO	83
3.7.1 Concepto	85
3.7.2 CONTROL ADAPTATIVO DIRECTO (DIRAC)	88
➤ Concepto	88
➤ Adaptación directa (DIRECT):	89
➤ Controlador PID Auto-sintonizado	90
Diseño de controladores	92
4. ESTRUTURACION	96
4.1 INFORMACION	96
4.2 DETECCION DE NECESIDADES	96
4.3 ANALISIS	96
4.4 SUBDIVISIÓN DE PROBLEMAS	96
4.5 REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA	97
4.5.1 Requerimiento del uso	97
4.5.2 Requerimientos de función	98
4.5.3 Requerimientos estructurales	98
4.5.4 Requerimientos técnico-productivos	99
4.5.5 Requerimientos formales	100
5. DESARROLLO DE LA PROTESIS	101
5.1 DESCRIPCIÓN GENERAL	101
5.2 DISEÑO MECÁNICO	102
5.2.1 Modelamiento de la marcha humana	102
5.2.2 Diseño de rodilla de la prótesis vr	121
5.2.3 Analisis Estructural de la Rodilla	134
5.3 DISEÑO ELECTRONICO PARA LA ADQUISICION DE SEÑALES EMG	140
5.3.1 Electroodos Superficiales	140

5.3.2 Ubicación de los sensores	140
5.3.3 Amplificación de la señal electromiográfica	142
5.3.4 Filtrado Análogo	143
5.3.5 Interfaz electrónica de adquisición y digitalización de la señal EMG	147
5.3.6 Tratamiento digital de las señales emg	148
5.3.7 Clasificación de patrones	169
5.3.8 Diseño del controlador	171
5.4 RESULTADOS	187
6. METODOLOGIA	192
6.1 ELECCION DEL TEMA	192
6.2 CONSULTA BIBLIOGRÁFICA	193
6.3 DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA	194
6.4 PERTINENCIA, VIABILIDAD Y OPERABILIZACIÓN DE LAS VARIABLES	194
6.5 DESARROLLO Y CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO.	194
6.6 IMPLANTACIÓN.	196
7. CONCLUSIONES	197
BIBLIOGRAFIA	199
Anexos	205

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1. Componentes del ciclo de marcha	9
Figura 2. Longitudes de paso.	10
Figura 3. Fases del ciclo de marcha	10
Figura 4. Subdivisión des de la fase de apoyo	11
Figura 5. Subdivisiones de la fase de balanceo	12
Figura 6. Línea de centro de gravedad.	12
Figura 7. Desplazamiento lateral de la cadera	13
Figura 8. Descenso horizontal de la pelvis	14
Figura 9. Medida de la base de sustentación	14
Figura 10. Fuerzas en la marcha	15
Figura 11. Análisis cinemático en el tobillo durante el contacto del talón y el punto de apoyo medio.	16
Figura 12. Fuerzas externas en el tobillo, durante el contacto del talón y el punto de apoyo medio.	17
Figura 13. Fuerzas internas en el tobillo, durante el contacto del talón y el punto de apoyo medio.	18
Figura 14. Análisis cinemático en la rodilla, durante el contacto del talón y el punto de apoyo medio.	19
Figura 15. Fuerzas externas en la rodilla, durante el contacto del talón y el punto de apoyo medio.	19
Figura 16. Fuerzas internas en la rodilla durante el contacto del talón y el punto de apoyo medio.	20
Figura 17. Análisis cinemático en la cadera, durante el contacto del talón y el punto de apoyo medio.	21

Figura 18. Fuerzas externas en la cadera, durante el contacto del talón y el punto de apoyo medio.	21
Figura 19. Fuerzas internas en la cadera, durante el contacto del talón y el punto de apoyo medio.	22
Figura 20. Análisis cinemático del tobillo, entre el apoyo medio y el despegue del pie.	23
Figura 21. Fuerzas externas en el tobillo, entre el apoyo medio y despegue del pie.	24
Figura 22. Fuerzas internas en el tobillo, entre el apoyo medio y despegue del pie.	24
Figura 23. Análisis cinemático de la rodilla, entre el apoyo medio y despegue del pie.	25
Figura 24. Fuerzas externas en la rodilla, entre el apoyo medio y despegue del pie.	26
Figura 25. Fuerzas internas en la rodilla, entre el apoyo medio y despegue del pie.	26
Figura 26. Análisis cinemático de la cadera, entre el apoyo medio y despegue del pie.	27
Figura 27. Fuerzas externas en la cadera, entre el apoyo medio y despegue del pie.	28
Figura 28. Movimiento en el plano sagital durante la fase de balanceo en el tobillo.	28
Figura 29. Movimiento en el plano frontal, durante la primera parte de la fase de apoyo.	30
Figura 30. Acción de los músculos abductores de la cadera de la pierna en la fase de apoyo.	30
Figura 31. Primera prótesis de la historia	31
Figura 32. Prótesis de Ambroise Pare	32
Figura 33. Prótesis estéticas y funcionales	32
Figura 34. Trabajo en equipo	33
Figura 35. Pie Sach	34
Figura 36. Tiempo osteoplástico	36

Figura 37. Amputación tercio medio	37
Figura 38. Amputación circular	38
Figura 39. Sutura cutánea	38
Figura 40. Nivel de amputación	39
Figura 41. Encaje convencional	40
Figura 42. Encajes cuadrangulares	41
Figura 43. Movimiento horizontal con encaje.	42
Figura 44. Fuerzas aplicadas por el muñón	43
Figura 45. Componentes de las fuerzas aplicadas por el muñón.	43
Figura 46. Tobillo y pies articulados.	45
Figura 47. Prótesis exoesqueléticas	46
Figura 48. Componentes prótesis endoesquelética	47
Figura 49. Longitudes de palanca	49
Figura 50. Fuerza de dirección medial, aplicada a la cara lateral de la rodilla	50
Figura 51. Fuerza de dirección medial	50
Figura 52. Efectos de fuerzas y contrafuerzas en la rodilla	51
Figura 53. Individuo ejercitándose con una bota de DeLome	51
Figura 54. Punto de aplicación de la fuerza ejercida por los extensores de la rodilla	52
Figura 55. Rodilla de libre movimiento	54
Figura 56. Articulación de rodilla desplazada	54
Figura 57. Rodilla libre	55
Figura 58. Rodilla hidráulica	55
Figura 59. Rodilla de cierre manual	56
Figura 60. Partes características de un potencial de acción de unidad motora (PAUM)	58

Figura 61. Reclutamiento de potenciales de acción al moverse el miembro inferior a 500 uV 10mseg	59
Figura 62. Electrodo diferencial doble	60
Figura 63. (a) Electrodo de referencia con caimán	61
Figura 63. (b) Electrodo de referencia con aguja	61
Figura 64. Electrodo de referencia	62
Figura 65. Señal mioeléctrica en el dominio del tiempo	63
Figura 66. PSD utilizando Periodograma en una señal EMG	67
Figura 67. Plano tiempo frecuencia	69
Figura 68. Banco de filtros	70
Figura 69. Análisis multiresolución de la señal $x(n)$	72
Figura 70. División del dominio de la frecuencia por la descomposición con wavelets Packets	72
Figura 71. Iris Setosa, Iris Versicolor, Iris Virginica	75
Figura 72. Representación de clasificación de patrones vectoriales	75
Figura 73. Características de una huella dactilar	76
Figura 74. Representación de clasificación de una huella dactilar	76
Figura 75. Imagen captada por un satélite	77
Figura 76. Representación del patrones tipo árbol para la imagen de un satélite	77
Figura 77. Clasificación por mínimas distancias	81
Figura 78. Clasificación por correlación	82
Figura 79. Diagrama de bloques de un sistema de control adaptativo.	85
Figura 80. Control con Modelo de Referencia. Esquema.	87
Figura 81. Esquema del regulador autoajustable (STR).	88
Figura 82. Diagrama de bloques control adaptativo directo.	89
Figura 83. Sistema de Control PID Auto sintonizado.	90
Figura 84. Diagrama de bloques de un péndulo simple en SimMechanics.	102

Figura 85. Representación matricial de los diagramas de inercia de un cuerpo.	103
Figura 86. Articulaciones (Joints) disponibles en SimMechanics	103
Figura 87. Péndulo simple.	104
Figura 88. Diagrama de bloques de un péndulo	104
Figura 89. Configuración de "Tierra".	105
Figura 90. Configuración de "Articulación"	105
Figura 91. Configuración del "Cuerpo".	106
Figura 92. Configuración del "Sensor de rotación"	106
Figura 93. Angulo del péndulo respecto a la vertical	107
Figura 94. Representación gráfica del modelo creado.	107
Figura 95. Modelo de una pierna en SimMechanics.	108
Figura 96. Modelo de una pierna comandada por dos motores	108
Figura 97. Representación gráfica del modelo de una pierna en SimMEchanics	108
Figura 98. Torque y Angulo del modelo de una pierna al caminar	109
Figura 99. Diagrama para la simulación del suelo en SimMEchanics	109
Figura 100. Extensión de paso largo (pierna derecha empezando la fase de balanceo y pierna izquierda empezando la fase de apoyo.)	111
Figura 101. Ángulo de la pierna izquierda empezando la fase de apoyo	111
Figura 102. Torque Vs Tiempo en la fase de apoyo para la pierna izquierda	112
Figura 103. Pierna izquierda terminando la fase de apoyo	113
Figura 104. Ángulo de la pierna izquierda terminando la fase de apoyo	113
Figura 105. Torque del actuador de la pierna izquierda terminando la fase de apoyo	114
Figura 106. Pierna izquierda en fase de balanceo	114
Figura 107. Ángulo de la rodilla izquierda empezando la fase de balanceo	115
Figura 108. Torque del actuador de la rodilla izquierda en la fase de balanceo	115

Figura 109. Extensión de paso corto (pierna derecha empezando la fase de balanceo y pierna izquierda empezando la fase de apoyo	116
Figura 110. Ángulo de la pierna izquierda empezando la fase de apoyo	117
Figura 111. Torque Vs Tiempo en la fase de apoyo para la pierna izquierda	117
Figura 112. Pierna izquierda terminando la fase de apoyo	118
Figura 113. Angulo del recorrido de la pierna izquierda en la fase de apoyo	118
Figura 114. Torque generado en el actuador de la pierna izquierda en la fase de apoyo	119
Figura 115. Pierna izquierda empezando la fase de balanceo	119
Figura 116. Ángulo del recorrido de la pierna izquierda en la fase de balanceo	120
Figura 117. Torque generado por el actuador de la pierna izquierda en la fase de balanceo.	120
Figura 118. Tipos de mecanismos para generar un movimiento angular	121
Figura 119. Recorrido trigonométrico de la rodilla	122
Figura 120. Mecanismo de 4 barras trazador	123
Figura 121. Mecanismos de 4 barras en configuración abierta y cruzada	124
Figura 122. Trayectoria del punto B y C del mecanismo de 4 barras para un ángulo de giro de 10° de la articulación de rodilla	126
Figura 123. Trayectoria del punto B y C del mecanismo de 4 barras para un ángulo de giro de 30° de la articulación de rodilla	126
Figura 124. Trayectoria del punto B y C del mecanismo de 4 barras para un ángulo de giro de 60° de la articulación de rodilla.	127
Figura 125. Mecanismo de 4 barras en rodilla policéntrica.	128
Figura 126. Doble mecanismo de 4 barras en rodilla policéntrica	129
Figura 127. Eslabones oscilando en rodilla policéntrica	130
Figura 128. Eje generador de movimiento	130
Figura 129. Tiempo requerido para llevar la rodilla de la fase de apoyo a la de balanceo	131

Figura 130. Torque máximo requerido para llevar la rodilla de la fase de apoyo a la de balanceo	131
Figura 131. Acople del motor, engranajes helicoidales y rodilla policéntrica	134
Figura 132. Pieza acopladora	135
Figura 133. Cargas Axiales aplicadas a la pieza acopladora	135
Figura 134. Limite de tensión en pieza acopladora	136
Figura 135. Limite elástico en pieza acopladora	136
Figura 136. Tierra en la rodilla policéntrica	137
Figura 137. Cargas Axiales y fuerzas distribuidas aplicadas a la Tierra	138
Figura 138. Tensiones en la pieza Tierra	139
Figura 139. Deformación en la pieza Tierra	139
Figura 140. Ubicación de electrodos en el musculo Tensor Fasciae Latae	141
Figura 141. Ubicación de electrodos en el musculo Quadriceps Femoris	141
Figura 142. Esquemático INA114	142
Figura 143. Conexión del amplificador de instrumentación.	142
Figura 144. Filtro pasa bajos. Segundo orden	144
Figura 145. Funcionamiento del filtro pasa-bajas de orden	145
Figura 146. Funcionamiento del filtro pasa-bajas de orden en frecuencia de corte.	145
Figura 147. Filtro pasa altos. Segundo orden	146
Figura 148. Funcionamiento del filtro pasa-altas de segundo orden	146
Figura 149. Esquemático del circuito utilizado para la adquisición y filtrado de la señal EMG	147
Figura 150. Esquema control prótesis mioeléctrica de miembro inferior.	148
Figura 151. Señal EMG	149
Figura 152. Programa en Labview para hallar el valor medio absoluto de una señal	151

Figura 153. Valor Medio Absoluto de las señales EMG de los músculos Fasciae y Quadriciceps Femoris en la fase de apoyo.	151
Figura 154. Valor Medio Absoluto de las señales EMG de los músculos Fasciae y Quadriciceps Femoris en la fase de balanceo	152
Figura 155. Programa en Labview para hallar los cruces por 0 de una señal.	152
Figura 156. Cruces por 0 para una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadriciceps Femoris en la fase de apoyo.	153
Figura 157. Cruces por 0 para una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadriciceps Femoris en la fase de apoyo.	153
Figura 158. Programa en Labview para hallar el de pendiente en una señal	154
EMG	
Figura 159. Cambio de pendiente de una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadriciceps Femoris en la fase de apoyo.	154
Figura 160. Cambio de pendiente de una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadriciceps Femoris en la fase de balanceo.	155
Figura 161. Programa en Labview para halla la longitud de onda de una señal EMG	155
Figura 162. Longitud de onda de una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadriciceps Femoris en la fase de apoyo.	156
Figura 163. Longitud de onda de una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadriciceps Femoris en la fase de balanceo	156
Figura 164. Programa en Labview para hallar el modelo auto-regresivo (AR) utilizando el método de la covarianza.	157
Figura 165. Calculo de los coeficientes paramétricos AR de una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadriciceps Femoris en la fase de apoyo.	158
Figura 166. Calculo de los coeficientes paramétricos AR de una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadriciceps Femoris en la fase de balanceo	158
Figura 167. Programa en Labview para hallar el Periodograma de una señal	159
Figura 168. Periodograma aplicado a una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadriciceps Femoris en la fase de apoyo.	160
Figura 169. Periodograma aplicado a una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadriciceps Femoris en la fase de balanceo	160

Figura 170. Programa en Labview para hallar los coeficientes Wavelets de una señal	162
Figura 171. Representación grafica de las direcciones de una descomposición wavelet aplicada con 5 niveles a una señal EMG	162
Figura 172. Coeficientes de mínima entropía de una señal EMG del músculo Fasciae Latae en la fase de apoyo descompuesta con Wavelets Packets.	163
Figura173. Señal y función discriminante originada en el musculo Fasciae Latae en la fase de apoyo y paso largo	165
Figura 174. Señal y función discriminante originada en el musculo Fasciae Latae en la fase de apoyo y paso corto.	165
Figura175. Señal y función discriminante originada en el musculo Fasciae Latae en la fase de balanceo y paso largo	166
Figura 176. Señal y función discriminante originada en el musculo Fasciae Latae en la fase de balanceo y paso corto	166
Figura 177. Señal y función discriminante originada en el musculo Quadriceps Femoris en la fase de apoyo y paso largo	167
Figura 178. Señal y función discriminante originada en el musculo Quadriceps Femoris en la fase de apoyo y paso corto.	167
Figura 179. Señal y función discriminante originada en el musculo Quadriceps Femoris en la fase de balanceo y paso largo	168
Figura 180. Señal y función discriminante originada en el musculo Quadriceps Femoris en la fase de balanceo y paso corto	168
Figura 181. Coeficientes de correlación del músculo Femoris en la fase de apoyo y paso largo.	169
Figura 182. Coeficientes de correlación del músculo Femoris en la fase de balanceo y paso corto	170
Figura 183. Coeficientes de correlación del músculo Quadriceps en la fase de balanceo y paso largo.	170
Figura 184. Coeficientes de correlación del músculo Quadriceps en la fase de balanceo y paso corto.	170
Figura 185. Diagrama de entrada, plata y salida del sistema	172
Figura 186. Mecanismo de 4 barras construido en SolidWorks.	173

Figura 187. Exportar un diseño de Solidworks a SimMechanics	174
Figura 188. Diagrama en SimMechanics para un mecanismo de 4 barras	174
Figura 189. Modelo de un mecanismo de 4 barras animado en Simulink	175
Figura 190. Control PID de un mecanismo de 4 barras en SimMechanics	176
Figura 191. Ganancias del controlador PID sin sintonizar.	176
Figura 192. Simulación mecanismo de 4 barras en SimMechanics	177
Figura 193. Grafica de error del controlador y ángulo de giro del mecanismo con el controlador PID desintonizado	177
Figura 194. Herramienta de diseño de compensadores en Simulink	178
Figura 195. Diagramas	178
Figura 196. Respuesta en frecuencia al agregar un Zero complejo	179
Figura 197. Optimización de un pid con el Control And Estimation Tool de Simulink	179
Figura 198. Parámetros de estabilidad en diagrama de respuesta en Frecuencia.	180
Figura 199. PID Sintonizado.	180
Figura 200. Grafica de error del controlador y ángulo de giro del mecanismo con el controlador PID sintonizado	181
Figura 201. Herramienta de Linear Analysis de Simulink	182
Figura 202. Puntos de operación en la linealización del modelo.	182
Figura 203. Función de transferencia de la rodilla policéntrica.	183
Figura 204. Conversión de tiempo continuo a discreto.	183
Figura 205. Esquema de un controlador adaptativo	184
Figura 206. Programa en Labview de un control adaptativo utilizando un PID Autotuning.	184
Figura 207. Funcionamiento del controlador adaptativo	185
Figura 208. Funcionamiento del controlador adaptativo	186
Figura 209. Prótesis VR	187

Figura 210. Rodilla VR	188
Figura 211. Dispositivo de adquisición de señales mioeléctricas	188
Figura 212. Tarjeta de adquisición y comunicación de datos vía RS232	189
Figura 213. Temas involucrados en el desarrollo de la prótesis y el área al que pertenecen	193
Figura 214. Análisis de las variables a operabilizar	194
Figura 215. Esquema de análisis, diseño y construcción del prototipo	195
Figura 216. Esquema de análisis, diseño, construcción e implantación del prototipo	196

LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1. Requerimientos de uso	97
Tabla 2. Requerimientos de función	98
Tabla 3. Requerimientos estructurales	98
Tabla 4. Requerimientos técnicos-productivos	99
Tabla 5. Requerimientos formales	100
Tabla 6. Recomendación ubicación de electrodos en el musculo Tensor Fasciae Latae	140
Tabla 7. Recomendación ubicación de electrodos en el musculo Quadriceps Femoris	141
Tabla 8. Características eléctricas del INA114	142
Tabla 9. Características eléctricas TLC082CN	143
Tabla 10. Convenciones aproximación temporal.	157
Tabla 11. Convenciones características extraídas del modelo paramétrico	159
Tabla 12. Convención para la aproximación espectral	160
Tabla 13. Niveles de mínima entropía para el músculo Fasciae Latae en la fase de apoyo	163
Tabla 14. Niveles de mínima entropía para el músculo Fasciae Latae en la fase de balanceo.	163
Tabla 15. Niveles de mínima entropía para el músculo Quadriceps Femoris en la fase de apoyo.	163
Tabla 16. Niveles de mínima entropía para el músculo Quadriceps Femoris en la fase de balanceo.	164
Tabla 17. Convenciones para la descomposición con Wavelets Packets	164

LISTA DE ANEXOS

	pág.
Anexo A. CODIGO EN MATLAB PARA SOLUCION DE GENERACIO DE TRAYECTORIA EN UN MECANISMO DE 4 BARRAS USANDO NEWTON-RAPHSON	205
Anexo B. ALGORITMO Y CODIGO FUENTE DEL MICROCONTROLADOR	207
Anexo C. CIRCUITOS UTILIZADOS	219
Anexo D. MANUAL PARA AMPUTADOS DE MIEMBRO INFERIOR	222
Anexo E. MOTOR	234

RESUMEN

En este proyecto de grado se diseñó y construyó una prótesis mioeléctrica para miembro inferior de tipo transfemoral, capaz de poder llevar a cabo la marcha de una persona con ausencia de su miembro inferior, de la forma más natural posible. Esta se construyó combinando materiales poliméricos y metálicos dando así acceso a este producto a personas de bajos recursos debido a la reducción de costos por la utilización de estos materiales. La interacción con el paciente se hizo por medio la casa ortopédica ASE Ortopédicas. Para esta se utilizó como elementos de adquisición de las señales, electrodos ubicados en diferentes partes del muñón en donde hay actividad muscular durante la marcha. Estas señales son procesadas mediante una serie de técnicas con las cuales se resaltan y segmentan dichas señales con el fin de extraer las regiones de interés. Además de pasar por un proceso de filtrado, dichas señales se clasifican dependiendo de la intensidad en ciertas etapas de la marcha, con el fin de suministrar una información completa que permita determinar en qué fase de de esta se encuentra el paciente en determinado tiempo. A partir de esta información el proceso continúa con la acción del motor que es el actuador encargado de realizar los movimientos correspondientes a la rodilla policéntrica a través de un controlador adaptativo de topología DIRAC

Palabras claves: Prótesis, Señales mioeléctrica, rodilla policéntrica, tratamiento digital de señales, control adaptativo.

INTRODUCCIÓN

Durante años el *CICR COMITÉ INTERNACIONAL DE LA CRUZ ROJA* ha expresado su horror ante los efectos de las minas antipersonales. El personal encargado de este trabajo clasifica las heridas producidas por estos artefactos como una de las más terroríficas. En total, casi un 25% de los heridos que allí se atienden son víctimas de minas.

A menudo muchas de estas víctimas son personas civiles, que no reciben tratamiento y se cree que la mitad de ellas perece en los minutos siguientes a la explosión.

El *CICR* ha colaborado con más de 70 centros de rehabilitación física en el mundo, a fin de prestar servicios de fisioterapia y producir prótesis, órtesis, muletas y sillas de ruedas. De este modo, los amputados pueden recuperar algo de movilidad e, indirectamente, su independencia económica. Sin embargo no todos los países cuentan con los medios necesarios para prestar la atención especializada y la asistencia social que requieren los mutilados de guerra, y se calcula que solo un porcentaje mínimo de personas mutiladas por minas recibe ayuda adecuada para su recuperación.

Un informe del Monitor Mundial de Minas señala que en el país se registran en promedio tres víctimas diarias y desde 1990 hasta la fecha ha habido 4.804, de ellas 1.167 muertos y 3.637 heridos. En Colombia el 97 por ciento de los accidentes ocurren en zonas rurales y están afectados 31 de los 32 departamentos. Además, desde 1990 han sido víctimas de las minas 479 niños. El departamento más afectado por dichas armas es Antioquia, con 1.766 casos; le sigue Santander, con 657, y Meta, con 632 según el Tiempo miércoles 5 Abril 2006.

Las prótesis tienen precios bastante elevados y en los países más desarrollados se utiliza tecnología de punta, lo cual hace que el costo de una prótesis este totalmente fuera del alcance de los discapacitados de guerra como de las autoridades de países como Afganistán ó Camboya, por ejemplo el miembro artificial de un adulto debe cambiarse de tres a cinco años, mientras que el de un niño cada seis meses. Las prótesis tienen costos que varían según el país de que se trate y en la mayoría de los casos los afectados solo pueden aspirar a adquirir unas muletas.

Todos los miembros artificiales deben hacerse a medida y se requiere de un tiempo considerable, que va de días a semanas para adaptarlos a los amputados, además de las terapias y entrenamientos que deben recibir para utilizar la prótesis. La lista de espera es larga, por lo tanto los pacientes

deben esperar en algunos casos varios años para poder hacerse a un miembro artificial.

Debido a la falencia que ofrece la medicina prepagada en Colombia con respecto a ofrecer entre sus beneficios la elaboración de prótesis agrava más la situación de poder obtener una de estas. Solo el ISS ofrece éste servicio, pero debido a la actualmente por la situación en que se encuentra ha optado por reducir la contratación de casas ortopédicas que presten este servicio. Por esta razón es necesario desarrollar prótesis menos costosas de fabricación colombiana específicamente en Santander.

Estamos de acuerdo que no existe una prótesis para miembro inferior perfecta, si así fuera, todos los investigadores de prótesis, rodillas y los ingenieros en diseño cesarían todo y se irían a casa. Lo que justifica y hace interesante la continua búsqueda para la prótesis perfecta es la gran cantidad, ampliamente divergente, de los planteamientos que los investigadores están actualmente explorando; neumático, hidráulico, mecánico y computarizado como se refleja en la variedad actual de diseños disponibles de prótesis, tal como se mencionan en el capítulo 3.2.

Para el desarrollo de este trabajo se propone construir un prototipo de prótesis mioeléctrica de miembro inferior de tipo transfemoral que permita realizar la marcha de un paciente de la manera más natural posible, adquiriendo sus señales del muñón, luego procesarlas y por ultimo realizar los movimientos en la rodilla correspondientes a una marcha adecuada.

Hoy en día la captura de señales biológicas que produce el cuerpo humano, pretende restaurar con otros elementos la funcionalidad de algunas extremidades que se han visto privadas, normalmente debido a un fallo o lesión de los nervios que lo inervan, produciendo así la amputación.

Por otra parte en el capítulo 5 se presenta una descripción especificada de los métodos utilizados en este trabajo, también se aclara técnicamente el funcionamiento del sistema: adquisición de las señales, procesamiento, construcción de la prótesis y otros aspectos técnicos que están presentes en el desarrollo del proyecto.

2. DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO

2.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la gran rama de la salud existe un campo como muchos que aun no ha sido investigado a fondo, debido a la particularidad de cada paciente con un requerimiento específico. Este es el caso de la ortopedia, pues a través de la historia el trabajo con pacientes con limitaciones físicas se ha visto con algo de indiferencia por parte de la población no afectada.

En Colombia la ortopedia como tal no es muy conocida y las casas ortopédicas no van más allá de la fabricación de algunas ortesis como: fajas, corsés, calzado ortopédico, ayudas ortopédicas como: bastones, muletas, caminadores y sillas de ruedas entre otras. Pero en lo referente a prótesis es un campo conocido por unos pocos, debido a que no existe una fabricación local en estos productos. En efecto, las casas ortopédicas, se limitan a ser simples ensambladoras que venden productos importados, desde un gancho o pie ortopédico, hasta una prótesis terminada, que en su gran mayoría es importada, incrementando considerablemente el precio a la hora de adquirir una.

Todo esto sumado al reconocer que nuestro país tiene conflictos internos como desempleo, violencia organizada, guerrilla y con ellos minas anti-personales, entre otros, nos da un alto índice de pacientes con necesidad de prótesis y con bajos recursos para adquirirlas.

Las prótesis de miembros inferiores aumentan de precio debido al tipo de amputación y la marca o casa multinacional que venda el producto. En este prototipo de prótesis se busca reducir costos de construcción utilizando hardware no convencional y materia prima local como el aluminio.

Esto lleva a la necesidad de diseñar un sistema de control electrónico que sea capaz de procesar la señal biológica que el cuerpo humano produce cuando se presenta el fenómeno de miembro ausente permitiendo así por este mismo sistema, controlar los movimientos de un prototipo de prótesis mioeléctrica imitando la funcionalidad de una pierna verdadera.

2.2 DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA

El presente proyecto se desarrolló bajo los siguientes parámetros, aunque posteriormente podrá ser sometido a mejoras y nuevas adecuaciones.

- Adquisición de las señales mioeléctrica utilizando la electromiografía no invasiva.
- Se acondiciona las señales EMG mediante filtros análogos eliminando las frecuencias que no se encuentren en el rango efectivo del EMG.
- Las señales mioeléctricas acondicionadas son adquiridas mediante un micro-controlador digitalizándolas con una resolución de 10 bits las cuales son transmitidas mediante el puerto serial a un computador el cual es el encargado de procesar digitalmente la información procedente del miembro amputado.
- Extraemos parámetros temporales y espectrales de la señal mioeléctrica los cuales nos dan la idea del tipo de movimiento que está realizando el muñón.
- Procesamos la información extraída del EMG mediante técnicas de reconocimiento de patrones tales como la adaptación por correlación.
- Enviamos mediante el puerto serial la nueva posición del mecanismo de la rodilla lo cual se traduce en la longitud del paso a dar por el paciente.
- Por último se tiene el diseño de la Prótesis Robótica prototipo, en donde se tuvo en cuenta los datos obtenidos en la simulación del modelo de marcha humana obtenido mediante simulación. Esta prótesis consta de una rodilla policéntrica y tiene una estructura interna de aluminio, material que presenta las características de dureza, resistencia y fiabilidad necesarias.

2.3 USUARIOS DIRECTOS E INDIRECTOS POTENCIALES

Los usuarios directos implicados con el desarrollo de este proyecto son todas aquellas personas amputadas de miembro inferior por encima de la rodilla (transfemoral).

Los usuarios indirectos implicados con el proyecto son las entidades como:

Empresas del sector salud que distribuyan artículos ortopédicos, casas ortopédicas, entidades de medicina prepagada que requieran prótesis, hospitales (sección de ortopedia), Ejército (trambul), Instituto de seguros sociales (sección de suministros), centros de salud con pabellones de

rehabilitación y en general a todo profesional que se relacione con la ortopedia.

2.4 ESTADO DEL ARTE

En siglos pasados los diseñadores de miembros artificiales (prótesis) desarrollaron pies y articulaciones de tobillos que permitían que las personas amputadas pudieran utilizar prótesis elaboradas en cuero, acero, hojalata y madera [63].

En los años ochenta y noventa se han desarrollado en países como Alemania, Japón y Estados Unidos, prótesis de miembro inferior; se ha empleado para ello materiales con memoria, nuevas aleaciones de mayor tenacidad y tecnologías electrónicas e informáticas avanzadas, además, procesamiento digital de señales y optimización de inteligencia artificial, entre otros adelantos. Existen multinacionales en el área médica como UTAHARM en USA y OTTOBOCK en Alemania, que emplean estas tecnologías y vienen realizando desarrollos en ortesis y prótesis, productos que están disponibles a nivel comercial, con muy buenas prestaciones en cuanto a desempeño, pero con costos para el usuario muy elevados [9].

Los prototipos desarrollados son basados en los conocimientos de países pioneros en la creación de este tipo de prótesis, pero no existe una retroalimentación para satisfacer los requerimientos específicos de la población amputada en Colombia.

En Colombia se han realizado algunos estudios documentados en el ámbito universitario. En la universidad de los Andes [64] y en centros de investigación públicos y privados, como el hospital militar y el CIREC se realizan investigaciones en esta dirección. A nivel de implementaciones, poco se conoce acerca de estudios de una prótesis sofisticada de miembro inferior que pueda suplir las funciones de una pierna natural. Se han desarrollado muchas prótesis rudimentarias como en el caso de las prótesis tipo bisagra, con desarrollo de carácter empírico, que poco pueden hacer a la hora de competir con sus pares importados

Trabajos como: aplicaciones de las señales mioeléctricas para el control de interfaces hombre-máquina realizado en la universidad del cauca [1]. Evidencian la falta de determinación a la hora de construir un prototipo para evaluar sus estudios y obtener resultados reales y no simulados.

También se han construido prototipos de prótesis para otras partes del cuerpo, tales como: Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación

en Control de Prótesis de Mano de la Universidad del Cauca [2]. Y mano mioeléctrica robotha [3].

En el mundo empresas como: STREIFENEDER con su prótesis 3A800 KINEGEN basic [4], BLATCHFORD con bove Knee Systems – Microprocessor [5], ICEROSS con Total Knee® 2100 [6], OTTO BOCK con su PROTESIS C-LEG [7] y HOSMER con su rodilla Weight Activated Locking Knee (W.A.L.K.) [8], son las más representativas y quienes ofrecen mayor y mejor tecnología en sus prótesis.

A continuación presentamos la descripción de una de las mejores prótesis para miembro inferior, que se haya desarrollado.

SISTEMA DE ARTICULACIÓN DE RODILLA C-LEG® [7].

Otto Bock es la compañía que fabrica la C-Leg [7], que es a nivel mundial el primer sistema de articulación de rodilla hidráulico, en el cual se controla la fase de apoyo y la fase de impulsión completamente por medio de un microprocesador.

CARACTERÍSTICAS ESPECIALES

- Adaptación a la necesidad de seguridad individual de cada paciente (por ejemplo al bajar una escalera)
- Seguridad incluso al tropezar
- Ajuste exacto a la actividad del muñón y a la dinámica del paciente
- Adaptación automática a las diferentes velocidades durante la marcha (50 mediciones y hasta 50 regulaciones por segundo de las válvulas situadas en la unidad hidráulica)

Según el sistema de clasificación Otto Bock® [9] recomienda la rodilla para pacientes con una actividad media a alta y un peso corporal hasta de 125 kg.

La articulación de rodilla C-Leg facilita al paciente un control permanente de los movimientos de su pantorrilla. La marcha en diferentes velocidades está garantizada en todo momento.

Unos sensores electrónicos ofrecen 50 datos básicos por segundo para asegurar la fase de apoyo y el control en la fase de impulsión, de modo que la rodilla identifique siempre en qué fase del paso se encuentra el paciente

Mediante el Software Slider se regula la C-Leg al requerimiento de seguridad y la actividad del paciente de forma personalizada. Sus datos se almacenan para su posterior reproducción.

De este modo no sólo es posible caminar sobre superficies irregulares, sino que el paciente puede bajar alternando las piernas sin problemas por pendientes o escaleras. Desde un cómodo paseo hasta un ritmo de marcha elevado - la C-Leg se adapta a tiempo real.

La regulación individualizada de la C-Leg facilita al paciente junto con la regulación automática el cuidado de la parte contralateral.

Por primera vez se minimiza por el control de la fase de apoyo por microprocesador el riesgo de caídas y con ello una nueva lesión. El paciente no tiene que pensar sobre cómo ha de caminar y puede centrarse por completo en sus quehaceres cotidianos.

2.5 OBJETIVO GENERAL

Diseñar, construir e implementar la parte eléctrica y mecánica de una prótesis para miembro inferior por encima de la rodilla implementando control adaptativo directo (DIRAC).

2.6 OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Conocer cómo definen una amputación, desde el punto de vista médico.
- Obtener un modelo aproximado de la locomoción humana normal, la cual es la base del tratamiento sistemático y del manejo de la marcha patológica.
- Diseñar, simular y construir una rodilla policéntrica de 4 ejes basados en los resultados de la simulación de un modelo aproximado de marcha humana obtenido mediante simulación.
- Diseñar un sistema electrónico que reciba y procese las señales de los sensores implementados en el muñón, creando una imagen electrónica del tipo de movimiento deseado por el paciente y así poder controlar una prótesis que trabaja con ellos, más que para ellos.

- Desarrollar un algoritmo que se encargue de extraer, procesar e interpretar la información proveniente de las señales mioeléctricas.
- Publicar resultados en los espacios brindados para exponer proyectos (semilleros de investigación).

3. MARCO TEORICO

3.1 MARCHA HUMANA

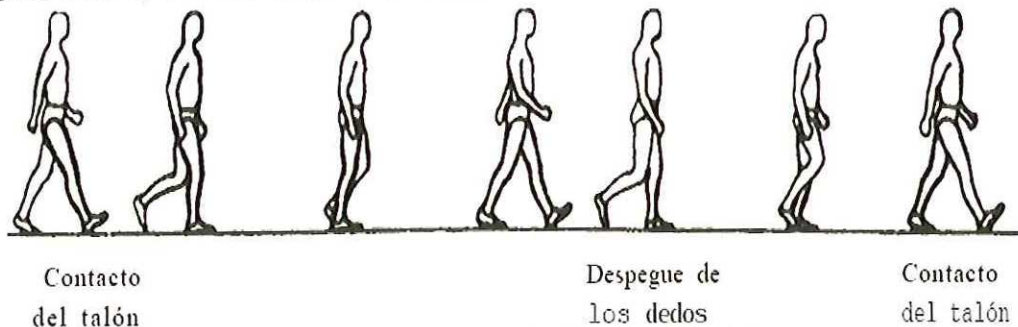
“El conocimiento de la locomoción humana normal es la base del tratamiento sistemático y del manejo de la marcha patológica, especialmente cuando se usan prótesis y ortesis.

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 en la forma de la marcha de un individuo a otro, estas diferencias caen dentro de pequeños límites.

El ciclo de la 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 ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo (fig. 1). 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.



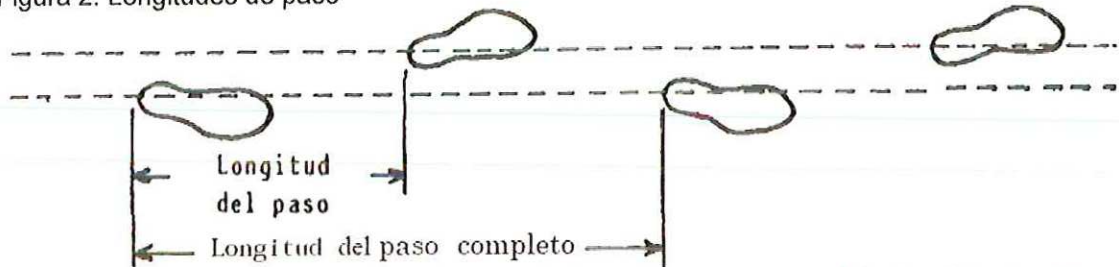
Figura 1. Componentes del ciclo de marcha.



Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

La longitud del paso completo es la distancia lineal entre los sucesivos puntos de contacto del talón del mismo pie. Longitud del paso es la distancia lineal en el plano de progresión entre los puntos de contacto de un pie y el otro pie (fig. 2).

Figura 2. Longitudes de paso

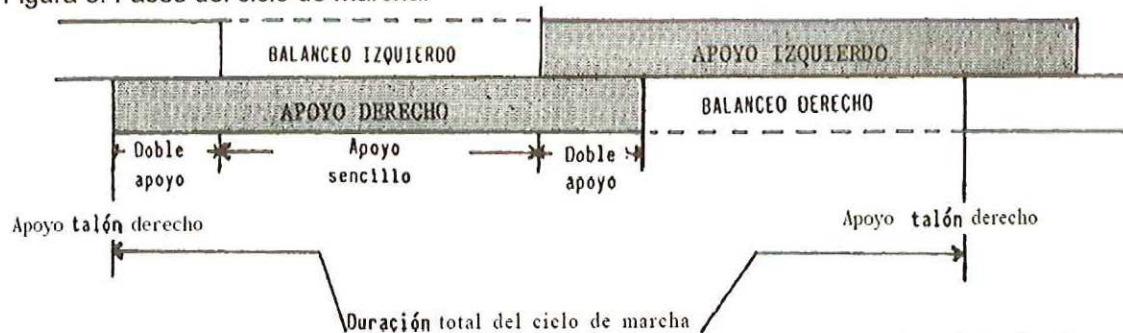


Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

Apoyo sencillo, se refiere al período cuando sólo una pierna está en contacto con el suelo. El período de doble apoyo ocurre cuando ambos pies están en contacto con el suelo simultáneamente.

Para referencia del pie significa que por un corto período de tiempo, la primera parte de la fase de apoyo y la última parte de la fase de apoyo, el pie contralateral estará también en contacto con el suelo (fig. 3). La ausencia de un período de doble apoyo distingue el correr del andar.

Figura 3. Fases del ciclo de marcha.



Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

La cantidad relativa de tiempo gastado durante cada fase del ciclo de la marcha, a una velocidad normal, es:

1. Fase de apoyo: 60% del ciclo
2. Fase de balanceo: 40% del ciclo
3. Doble apoyo: 20% del ciclo.

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” [10].

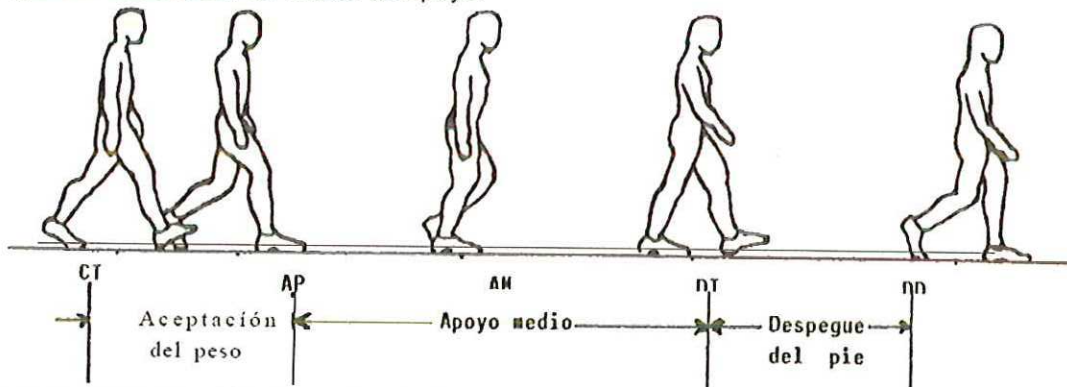
3.1.1 Subdivisión de la fase de apoyo

“Hay cinco momentos que son útiles al subdividir la fase de apoyo: Contacto del talón, apoyo plantar, apoyo medio, elevación del talón y despegue del pie.

El contacto del talón se refiere al instante en que el talón de la pierna de referencia toca el suelo. El apoyo plantar se refiere al contacto de la parte anterior del pie con el suelo. El apoyo medio ocurre cuando el trocánter mayor* está alineado verticalmente con el centro del pie, visto desde un plano sagital. La elevación del talón ocurre cuando el talón se eleva del suelo, y el despegue del pie ocurre cuando los dedos se elevan del suelo.

La fase de apoyo puede también dividirse en intervalos con los términos de aceptación del peso, apoyo medio y despegue. El intervalo de aceptación del peso empieza en el contacto del talón y termina con el apoyo plantar. El intervalo de apoyo medio empieza con el apoyo plantar y termina con la elevación del talón al despegue de talón. El despegue se extiende desde la elevación del los dedos (fig. 4)” [10].

Figura 4. Subdivisión de la fase de apoyo.



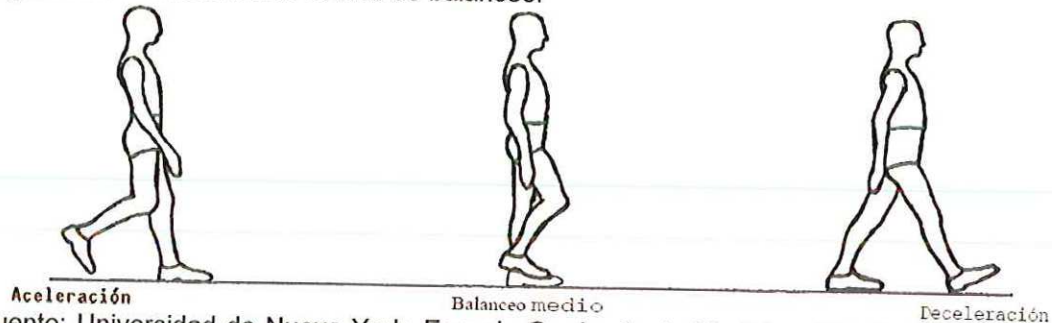
Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesis del miembro inferior.

3.1.2 Subdivisión de la fase de balanceo

“La fase de balanceo puede dividirse en tres intervalos designados con los términos de aceleración, balanceo medio y deceleración. Cada una de estas subdivisiones constituye aproximadamente un tercio de la fase de balanceo. El primer tercio, referido como período de aceleración, se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo. Durante el tercio medio de la fase de balanceo, el intervalo del balanceo medio, la pierna balanceada pasa a la otra pierna, moviéndose hacia delante de la misma, ya que está en fase de apoyo. El tercio final de la fase de balanceo está caracterizado por la deceleración de

la pierna que se mueve rápidamente cuando se acerca al final del intervalo (fig. 5)” [10].

Figura 5. Subdivisiones de la fase de balanceo.



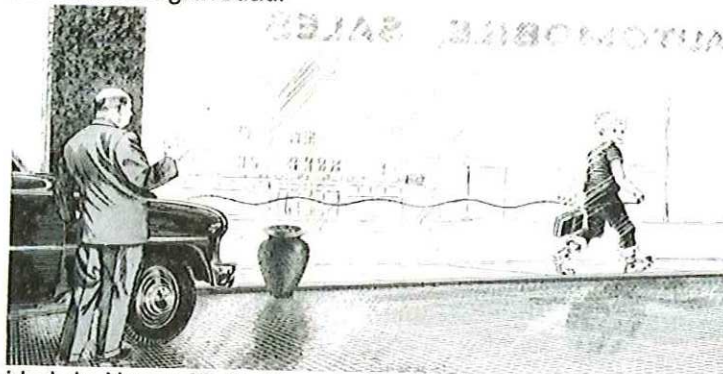
Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

3.1.3 Línea del centro de gravedad

“Las leyes de la mecánica dicen claramente que el mínimo gasto de energía se consigue cuando un cuerpo se mueve en línea recta, sin que el centro de gravedad se desvíe, tanto para arriba como para abajo, como de un lado a otro. Esta línea recta sería posible en la marcha normal si las extremidades inferiores terminaran en ruedas. Como no es esto lo que ocurre, el centro de gravedad del cuerpo se desvía de una línea recta, pero para la conservación de la energía, la desviación o desplazamiento debe quedarse a un nivel óptimo.

Desplazamiento vertical (fig. 6). En la marcha normal el centro de gravedad se mueve hacia arriba y hacia abajo, de manera rítmica, conforme se mueve hacia adelante. El punto más alto se produce cuando la extremidad que carga el peso está en el centro de su fase de apoyo; el punto más bajo ocurre en el momento del apoyo doble, cuando ambos pies están en contacto con el suelo. El punto medio de este desplazamiento vertical en el adulto masculino es aproximadamente de 5 cm. La línea seguida por el centro de gravedad es muy suave sin cambios bruscos de desviación” [10].

Figura 6. Línea de centro de gravedad.

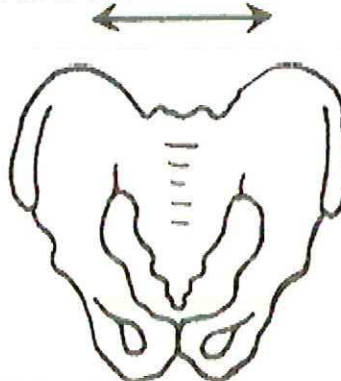


Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

3.1.4 Desplazamiento lateral (fig. 7)

“Cuando el peso se transfiere de una pierna a otra, hay una desviación de la pelvis y del tronco hacia el lado o extremidad en la que se apoya el peso del cuerpo. El centro de gravedad, al tiempo que se desplaza hacia adelante no sólo sufre un movimiento rítmico hacia arriba y abajo, sino que también oscila de un lado a otro. El desplazamiento total de este movimiento lateral es también aproximadamente de 5 cm. El límite de los movimientos laterales del centro de gravedad ocurre cuando cada extremidad está en el apoyo medio y la línea del centro de gravedad es también en este caso, de curvas muy suaves” [10].

Figura 7. Desplazamiento lateral de la cadera.

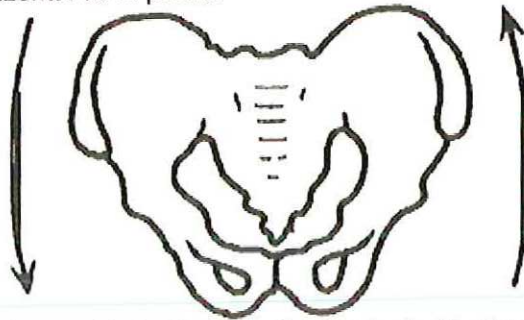


Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

3.1.5 Características de la marcha que influyen la línea del centro de gravedad

- **Flexión de la rodilla durante la fase de apoyo.** “Inmediatamente después del contacto del talón, empieza la flexión de la rodilla y continúa durante la primera parte de la fase de apoyo hasta aproximadamente los 20 grados de flexión. Esta característica de la marcha normal ayuda a suavizar la línea del centro de gravedad y reduce su desplazamiento hacia arriba cuando el cuerpo se mueve apoyado sobre el pie en que se apoya. Descenso horizontal de la pelvis (fig. 8). En la marcha normal la pelvis desciende alternativamente, primero alrededor de una articulación de la cadera y luego de la otra. El desplazamiento desde la horizontal es muy ligero y, generalmente, no pasa de los 5 grados. En la marcha es una característica normal que sirve para reducir la elevación del centro de gravedad.

Figura 8. Descenso horizontal de la pelvis.



Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

- **Rotación de la pelvis.** Además del descenso horizontal, la pelvis rota hacia adelante en el plano horizontal, aproximadamente 8 grados en el lado de la fase de balanceo (4 grados a cada lado de la línea central). Esta característica de la marcha normal permite un paso ligeramente más largo, sin bajar el centro de gravedad y reduciendo, por tanto, el desplazamiento vertical total.
- **Ancho de la base de sustentación.** La figura 9 muestra dos líneas que van a través de los sucesivos puntos medios de la fase de apoyo de cada pie. La distancia entre las dos líneas representa la medida de la base de sustentación. En la marcha normal, el ancho entre las dos líneas queda en una media de 5 a 10 centímetros. Como la pelvis debe desplazarse hacia el lado del apoyo del cuerpo para mantener la estabilidad en el apoyo medio, la estrecha base de sustentación reduce el desplazamiento lateral del centro de gravedad" [10].

Figura 9. Medida de la base de sustentación.



Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

3.1.6 Métodos del estudio de la marcha

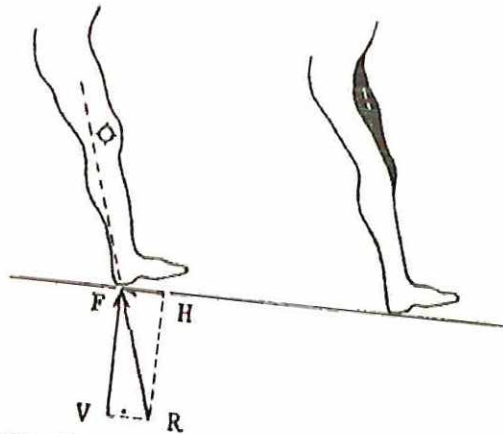
“Los investigadores de la locomoción humana han estudiado dos métodos de investigación. Uno es la cinemática que describe los movimientos del cuerpo en conjunto y los movimientos relativos de las partes del cuerpo durante las

diferentes fases de la marcha. Un ejemplo de esto es el estudio de las relaciones angulares de los segmentos de la extremidad inferior durante el ciclo de la marcha. El otro es del área de la cinética que se refiere a las fuerzas que producen el movimiento. Las fuerzas de mayor influencia en los movimientos del cuerpo en la marcha normal, son aquellas debidas a:

- Gravedad
- Contracción muscular
- Inercia
- Reacciones del suelo (resultantes de las fuerzas que ejerce el suelo en el pie).

La figura 10 ilustra la influencia de varias fuerzas en la marcha. La fuerza que el pie ejerce en el suelo debido a la gravedad y a la inercia está en oposición con la reacción del suelo (RS). Como indica el dibujo, en la marcha normal los componentes vertical y horizontal de la reacción del suelo (RV) y (RH) respectivamente, dan una resultante en dirección hacia arriba y hacia atrás. Por ello pasa posteriormente al eje de la rodilla. Ello daría como resultado la flexión de la rodilla si no se aplicara ninguna restricción. Esta fuerza se ejerce por el cuádriceps, de manera que la rodilla no se colapsa, pero se flexiona de forma controlada.

Figura 10. Fuerzas en la marcha.



Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

El siguiente análisis de la marcha normal se deriva de la cinemática y la cinética, y de estudios electro-miográficos de sujetos normales andando a una cadencia normal (100 a 115 pasos por minuto). Unas cadencias más o menos rápidas tienen un efecto muy pronunciado en los valores de los ángulos de la articulación, producido por las fuerzas generadas externamente y por la actividad muscular.

Con el propósito de analizar el plano sagital, la marcha ha sido considerada en tres intervalos seguidos:

- Contacto de talón a punto de apoyo medio
- Punto de apoyo medio a despegue de los dedos
- Fase de balanceo.

Cada uno de estos intervalos de acciones del tobillo, rodilla y cadera, se discuten separadamente, en términos de factores de cinemática y cinética. La discusión de los factores cinéticos se refiere a las fuerzas creadas externa e internamente.

➤ **Movimiento en el plano sagital entre el contacto del talón y el punto de apoyo medio**

- **Tobillo**

- **Análisis cinemático (fig. 11)**

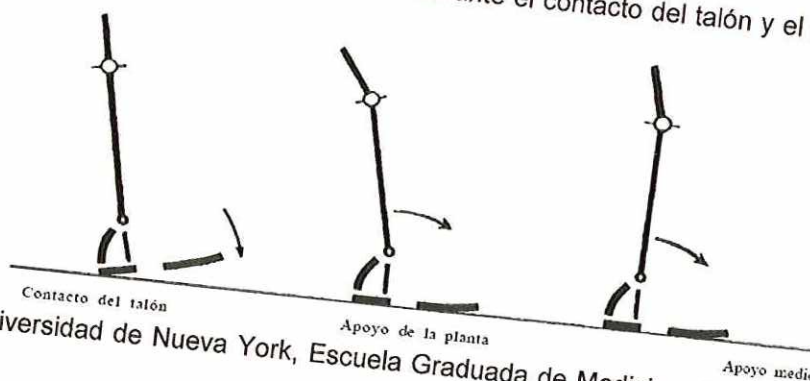
En el momento del contacto del talón, el juego del tobillo está en posición neutra, a medio camino entre la dorsiflexión y la flexión plantar. Simultáneamente con el contacto del talón, la articulación del tobillo empieza a moverse en dirección a la flexión plantar.

En el tiempo en que la planta del pie está en contacto con el suelo, la articulación del tobillo va de la posición neutral a los 15 grados de flexión plantar.

Cuando la planta del pie está plana en el suelo, la tibia y otros segmentos de la pierna que apoya empieza a rotar hacia adelante sobre el pie fijo.

En la fase media. La articulación del tobillo está en 5 grados aproximadamente de dorsiflexión.

Figura 11. Análisis cinemático en el tobillo durante el contacto del talón y el punto de apoyo medio.

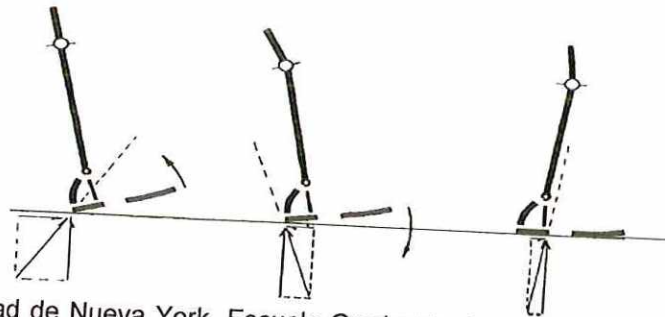


Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesis del miembro inferior.

o **Análisis cinético**

- ✓ **Fuerzas externas** (fig. 12). Contacto del talón, por un breve período de tiempo la resultante de las fuerzas de reacción del suelo está por delante de la articulación del tobillo. De acuerdo con ello, un momento de fuerza de pequeña magnitud (1 Kg.) tiende a mover la articulación del tobillo en dirección a la dorsiflexión. Esta tendencia que no mueve la articulación del tobillo, se produce por descenso del talón al suelo en el momento de apoyo del talón. Inmediatamente después del contacto del talón, a medida que se transmite un mayor peso del cuerpo a la extremidad, el rápido aumento de la fuerza vertical hace que la resultante pase por detrás de la articulación, generando un momento de fuerza en dirección a la flexión plantar. Poco después de que la planta del pie esté plana en el suelo, se ha alcanzado el máximo momento de flexión plantar (aproximadamente 20 ft.-lb.). Después la reacción resultante del suelo se mueve de nuevo hacia delante de la articulación del tobillo y crea un momento de fuerza en la dirección de dorsiflexión, este momento corresponde a la fuerza generada al rotar la tibia sobre el pie fijo. En el apoyo medio, ahora el momento de fuerza en dirección de dorsiflexión es aproximadamente 25 ft.-lb.

Figura 12. Fuerzas externas en el tobillo, durante el contacto del talón y el punto de apoyo medio.

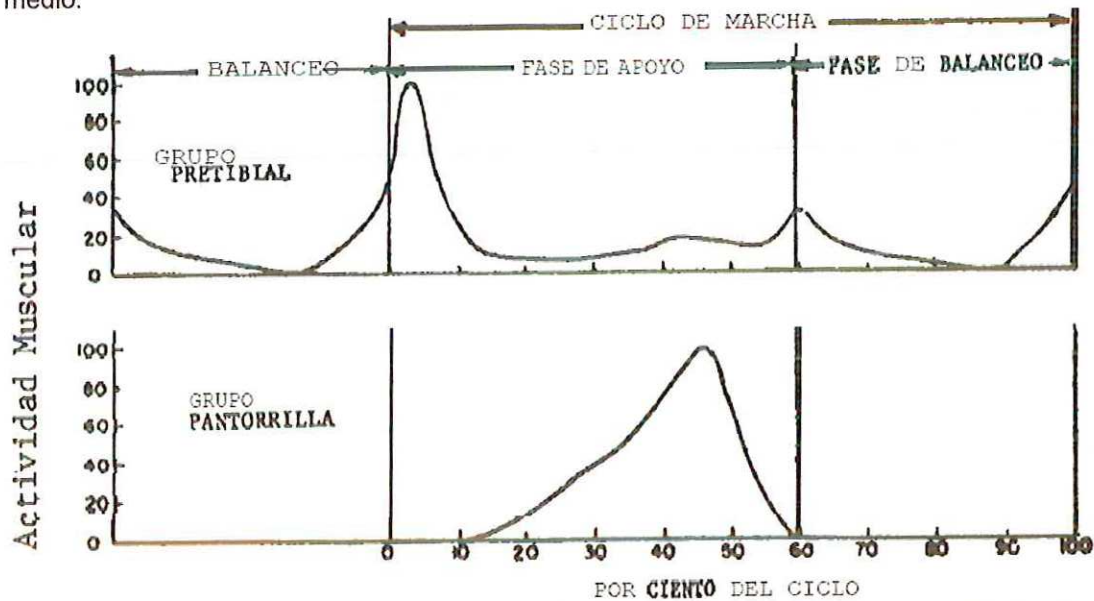


Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

- ✓ **Fuerzas internas** (fig. 13). En el instante del contacto del talón, los tres dorsiflexores primarios del tobillo están activos, con el extensor largo de los dedos y el extensor largo del dedo gordo, con mayor actividad que el tibial anterior. A continuación del contacto del talón, el grupo pre-tibial produce una contracción excéntrica para suministrar suficiente fuerza para evitar que el antepié golpee contra el suelo cuando las fuerzas externas, debido a la gravedad y a la inercia,

llevan el pie a flexión plantar. Después de que la planta del pie está plana en el suelo La tibia empieza a rotar hacia adelante sobre el pie fijo, los dorsiflexores están esencialmente inactivos y los músculos de la pantorrilla (el gastronemio, soleo, tibial posterior, flexor largo de los dedos y peroneo lateral largo) demuestran un aumento gradual de su actividad. Para la mayor parte de ellos su actividad continúa aumentando por encima del punto de apoyo medio y sirve para controlar la velocidad con que la tibia rota sobre el pie fijo.

Figura 13. Fuerzas internas en el tobillo durante el contacto del talón y el punto de apoyo medio.



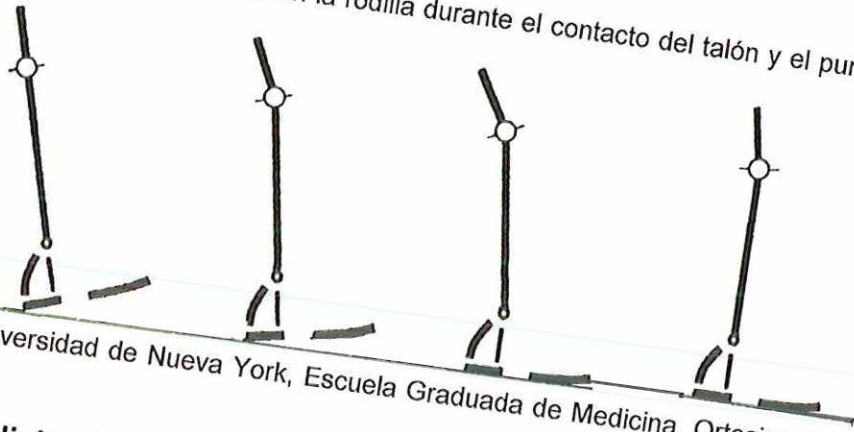
Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

- **Rodilla**
- **Análisis cinemático (fig. 14)**

Inmediatamente antes de que el talón contacte con el suelo, La articulación de la rodilla está en extensión completa. Simultáneamente con el contacto del talón, la articulación empieza a flexionar y continúa flexionando hasta que la planta del pie está plana en el suelo. Inmediatamente después de haber alcanzado la posición plana del pie. La rodilla está aproximadamente a 20 grados de flexión y empieza a moverse en dirección de extensión.

En el apoyo medio, la rodilla está aproximadamente a 10 grados de flexión y continúa moviéndose hacia la extensión.

Figura 14. Análisis cinemático en la rodilla durante el contacto del talón y el punto de apoyo medio.

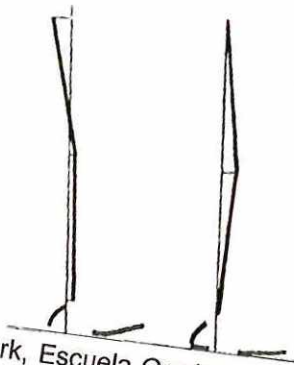


Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

o Análisis cinético

- ✓ **Fuerzas externas** (fig. 15) Inmediatamente después del contacto del talón, este empieza a empujar hacia adelante contra el suelo, el peso corporal apoyado sobre la pierna empieza a aumentar rápidamente. La resultante de las fuerzas verticales y anteriores pasa por detrás de la rodilla, produciendo un momento de flexión de, aproximadamente, 10 ft.-lb. Entre el pie apoyado completamente y el apoyo medio, la magnitud de este momento mecánico que flexiona la rodilla alcanza un valor máximo de, aproximadamente, 30 ft.-lb.

Figura 15. Fuerzas externas en la rodilla durante el contacto del talón y el punto de apoyo medio.

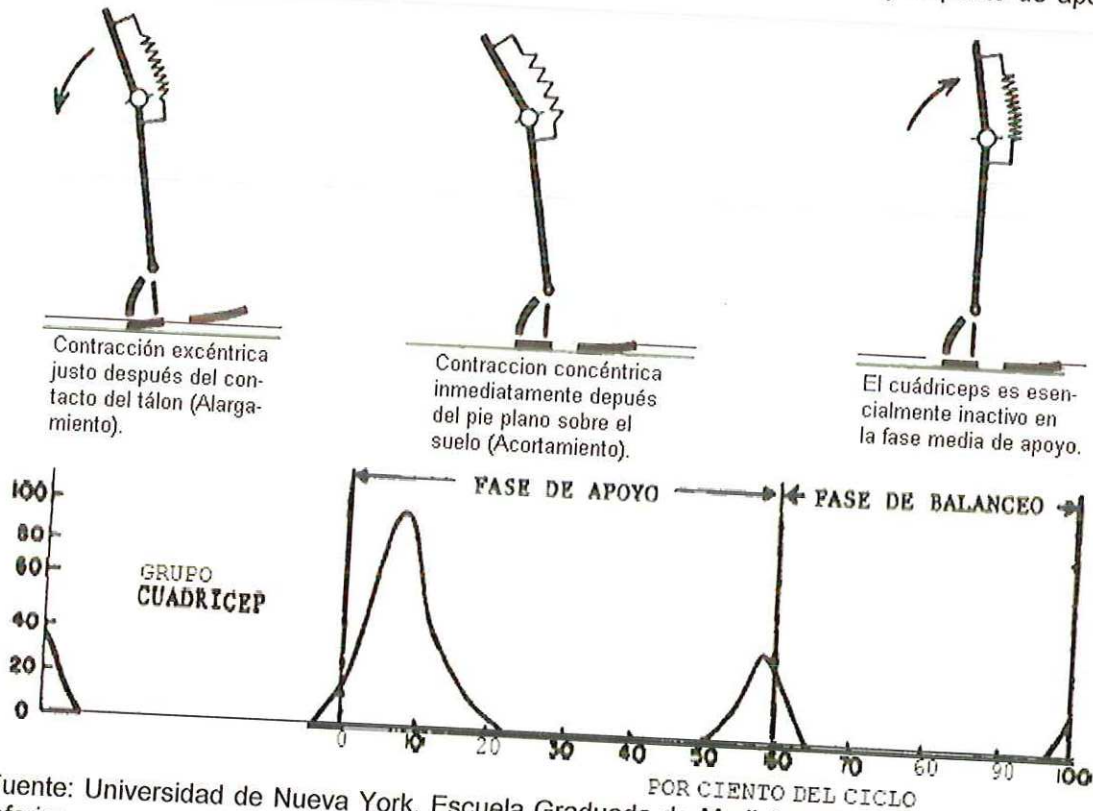


Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

- ✓ **Fuerzas interna** (fig. 16) Al contacto del talón, el cuádriceps se va alargando por una contracción excéntrica para controlar la articulación de la rodilla, conforme se mueve de una extensión completa a una posición de 15 ó 20 grados de flexión. Inmediatamente después que el pie está plano en el suelo, la naturaleza de la actividad

del cuádriceps cambia de una contracción excéntrica (alargamiento) a una contracción concéntrica (acortamiento). Entre el pie plano en el suelo y el apoyo medio, el cuádriceps actúa extendiendo el muslo en la pierna, la rodilla flexionada se mueve en la dirección de la extensión, como resultado de una contracción concéntrica del cuádriceps y de una aceleración hacia delante del centro de gravedad, producido por el despegue del miembro opuesto.

Figura 16. Fuerzas internas en la rodilla durante el contacto del talón y el punto de apoyo medio.



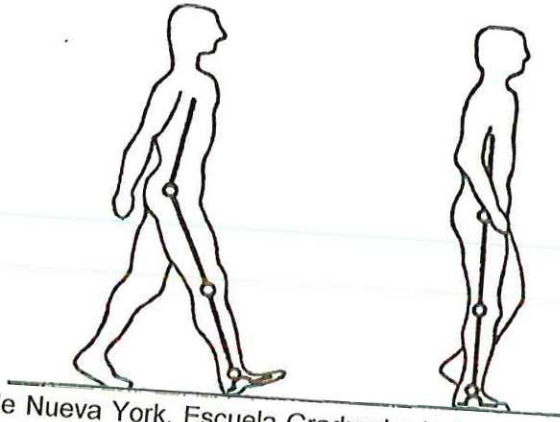
Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesis del miembro inferior.

- Cadera

- Análisis cinemático (fig. 17)

Al contacto del talón, la cadera está aproximadamente a 30 grados de flexión. Inmediatamente después del contacto del talón, la articulación de la cadera empieza a moverse en extensión. En la posición del pie plano en el suelo, el ángulo de flexión ha disminuido alrededor de 20 grados. Entre el pie plano y el apoyo medio, la articulación de la cadera se mueve de, aproximadamente 20 grados de flexión, a posición neutral.

Figura 17. Análisis cinemático de la cadera durante el contacto del talón y el punto de apoyo medio.

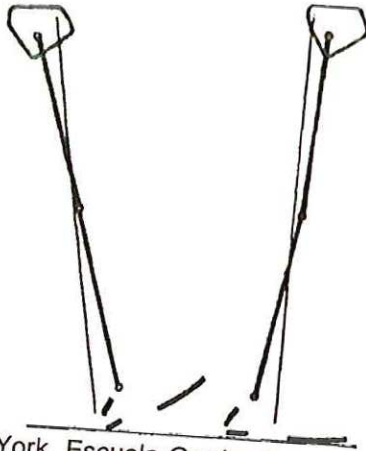


Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

o Análisis cinético

- ✓ **Fuerzas externas** (fig. 18) Al contacto del talón, las fuerzas externas generadas mueven la cadera en flexión. Inmediatamente después que el pie está plano en el suelo, actúa un momento de fuerza en la articulación, en dirección de flexión. Cuando se alcanza el apoyo medio, la resultante de la reacción del suelo pasa por detrás del centro de la cadera y la fuerza mecánica actúa extendiendo la rodilla.

Figura 18. Fuerzas externas en la cadera durante el contacto del talón y el punto de apoyo medio.

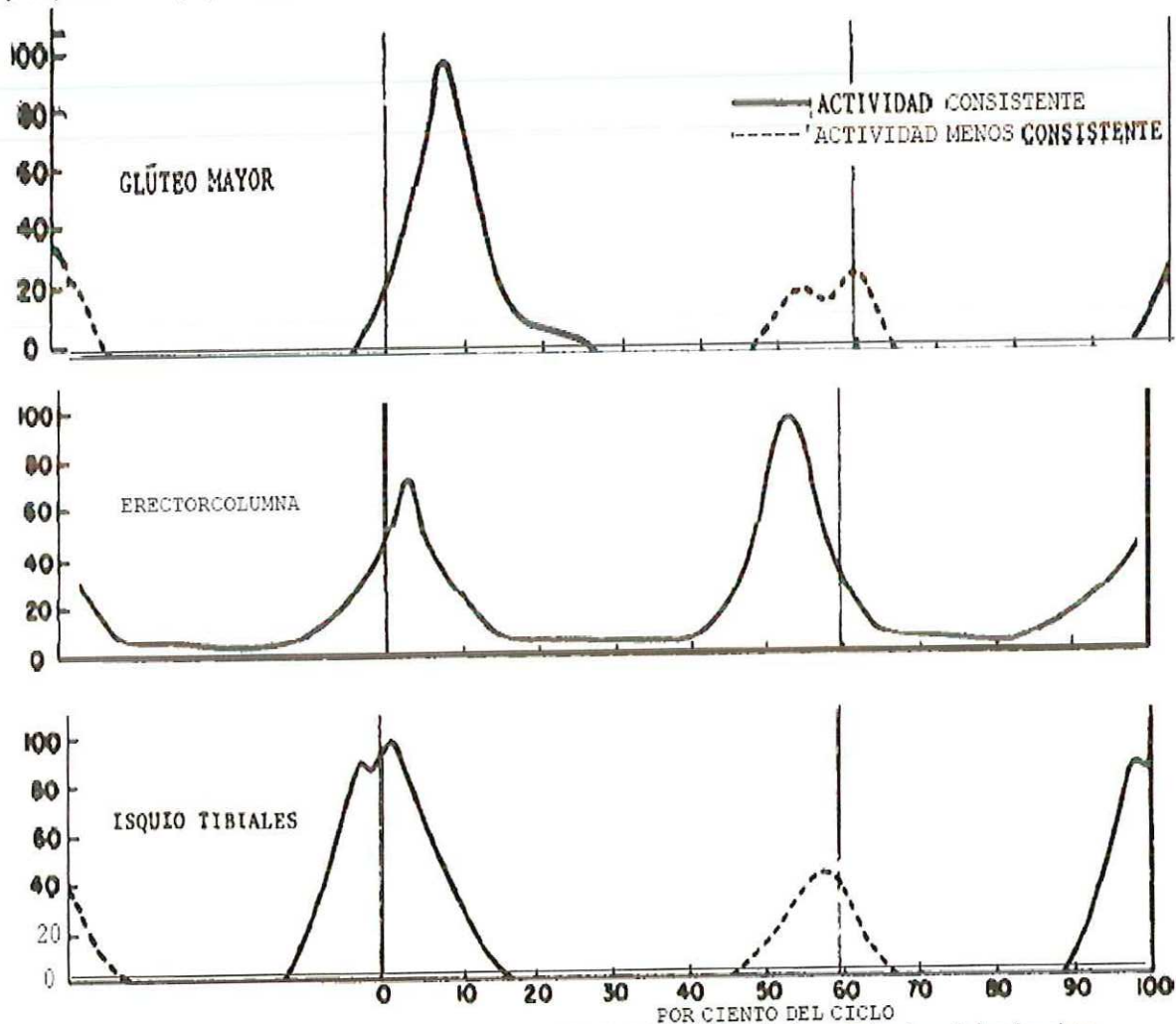


Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

- ✓ **Fuerzas internas** (fig. 19) La acción del glúteo mayor y de los isquio-tibiales resisten el movimiento de fuerzas que tiende a flexionar

la cadera después del contacto del talón. Los erectores de la columna también están activos para resistir la tendencia del tronco hacia una flexión hacia adelante.

Figura 19. Análisis cinético de las fuerzas internas en la cadera durante el contacto del talón y el punto de apoyo medio.



Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesis del miembro inferior.

➤ **Movimiento en el plano sagital entre el apoyo medio y despegue del pie**

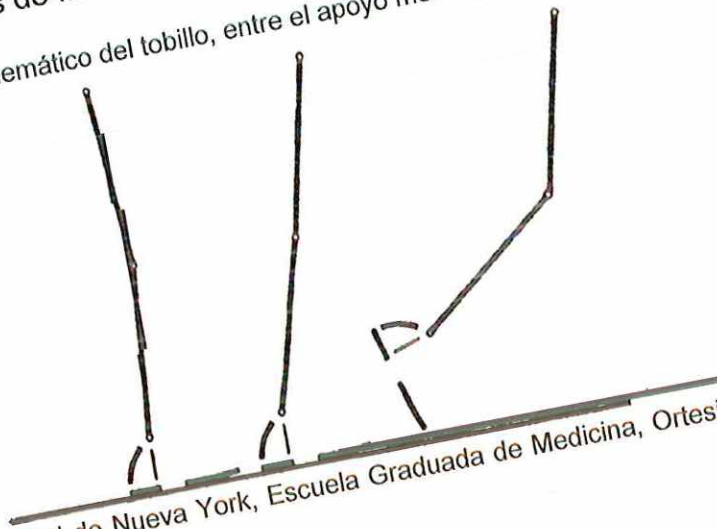
- **Tobillo**

○ **Análisis cinemático** (fig. 20)

En el apoyo medio, la dorsiflexión aumenta rápidamente desde una posición de unos 5 grados de dorsiflexión en el apoyo medio. Al despegue del talón cuando el tacón del zapato deja el suelo, la articulación del tobillo está aproximadamente en 15 grados de dorsiflexión.

En el intervalo de elevación del talón y el despegue del pie, la relación angular entre la tibia y el pie son casi completamente opuestas. De 15 grados de dorsiflexión al despegue del talón, el tobillo se mueve hasta unos 35 grados, con lo que al despegue del pie la articulación está en unos 20 grados de flexión plantar.

Figura 20. Análisis cinemático del tobillo, entre el apoyo medio y el despegue del pie.



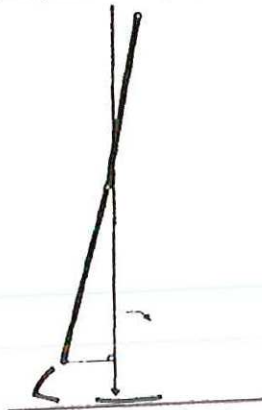
Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

○ **Análisis cinético**

✓ **Fuerzas externas** (fig. 21)

Después del apoyo medio, la pierna continúa rotando hacia adelante sobre el pie fijo. Como la pierna rota hacia adelante, el momento de fuerza, actuando en una dirección de dorsiflexión, aumenta considerablemente debido a la mudanza hacia adelante del punto de apoyo entre el pie y el suelo, conforme el talón se eleva. Ello aumenta la distancia perpendicular entre la articulación del tobillo y la fuerza resultante de reacción del suelo. En el momento del despegue del talón, se alcanza el máximo momento de dorsiflexión. En el despegue de los dedos, el momento de dorsiflexión cae bruscamente a cero.

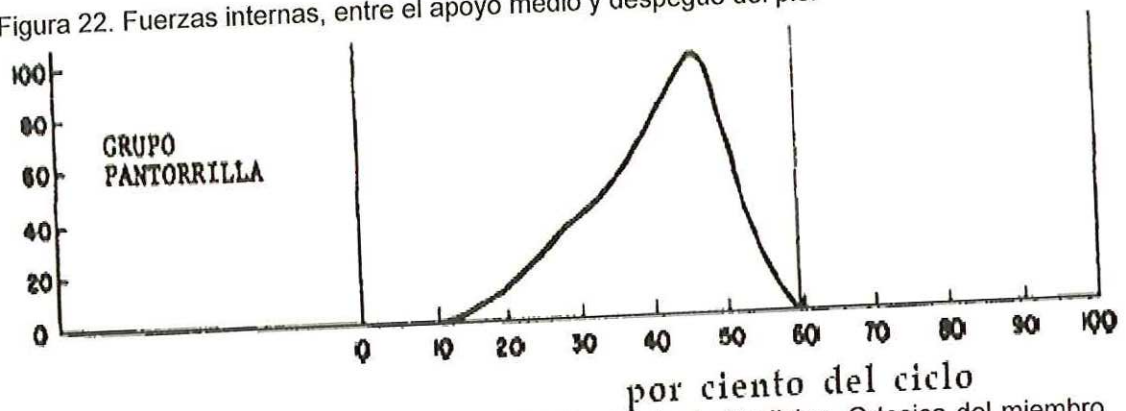
Figura 21. Fuerzas externas en el tobillo, entre el apoyo medio y despegue del pie.



Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

- ✓ **Fuerzas internas** (fig. 22) El momento de fuerza mecánica que se genera, tratando de dorsiflexionar el tobillo, encuentra resistencia desde el apoyo medio hacia adelante, por una contracción excéntrica de los músculos de la pantorrilla. Casi al mismo tiempo que se desarrolla la máxima reacción en dirección a la dorsiflexión, los flexores plantares del tobillo presentan su máxima actividad eléctrica. Esta máxima actividad muscular, salvando el momento de dorsiflexión, constituye el despegue del pie. Esto es una respuesta secuencial de los flexores plantares durante el despegue del suelo. Los músculos que se insertan en la parte posterior del pie muestran un aumento de la actividad eléctrica antes que los músculos que se insertan en la parte anterior del pie. Para cuando se despegan los dedos, los flexores plantares se inactivan.

Figura 22. Fuerzas internas, entre el apoyo medio y despegue del pie.



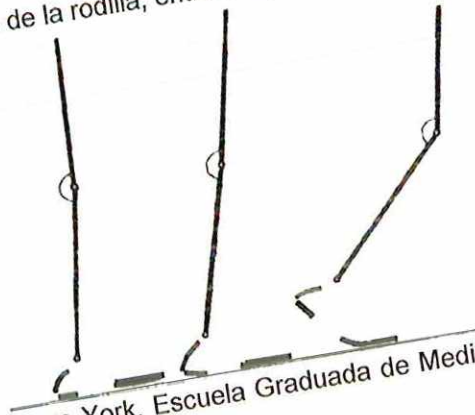
Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

- **Rodilla**

- **Análisis cinemático (fig. 23)**

En el apoyo medio, la articulación de la rodilla está en unos 10 grados de flexión, moviéndose hacia la extensión. Inmediatamente antes de que el talón pierda contacto con el suelo, la rodilla tiene 4 grados de extensión completa. Entre el despegue del talón y el de los dedos, la articulación de la rodilla se mueve de casi una extensión a unos 40 grados de flexión. [10]

Figura 23. Análisis cinemático de la rodilla, entre el apoyo medio y despegue del pie.



Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesis del miembro inferior.

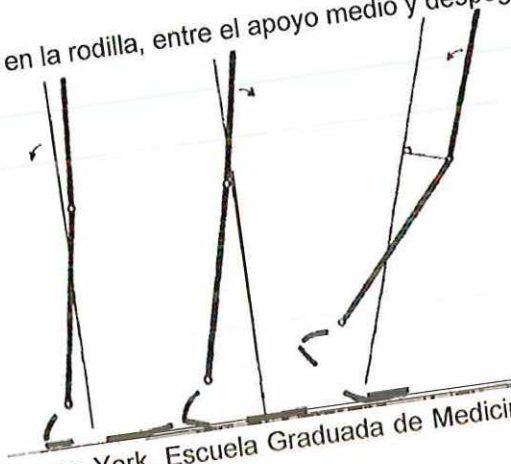
- **Análisis cinético**

- ✓ **Fuerzas externas (fig. 24)**

En el apoyo medio, la resultante de las fuerzas de reacción del suelo, pasan detrás de la articulación de la rodilla y generan un momento de flexión. Entre el apoyo medio y el despegue del talón, como el cuerpo se mueve hacia adelante sobre la pierna en que se apoya, la fuerza resultante también se mueve hacia adelante, reduciendo la magnitud del momento de flexión. En el despegue del talón, la fuerza resultante continúa moviéndose hacia adelante, la fuerza resultante actúa extendiéndola. La máxima actividad de los flexores plantares del tobillo ocurre en el momento en que la fuerza resultante pasa por delante de la articulación de la rodilla. Durante el despegue del suelo, el punto de reacción entre el pie y el suelo pasa enfrente de las articulaciones metatarso-falángicas. En el momento en que la reacción del suelo pasa enfrente de las articulaciones metatarso-falángicas la rodilla empieza a flexionar y las fuerzas resultantes pasan de nuevo detrás de la articulación de la rodilla. La magnitud del momento de flexión actuando en la rodilla, continúa aumentando hasta alcanzar el

apoyo doble y el peso del cuerpo empieza a desplazarse a la extremidad opuesta, reduciendo el momento de flexión de la rodilla. Después del despegue del talón, la resultante de la reacción del suelo, una vez más, pasa por detrás de la rodilla, tendiendo a flexionarla de nuevo.

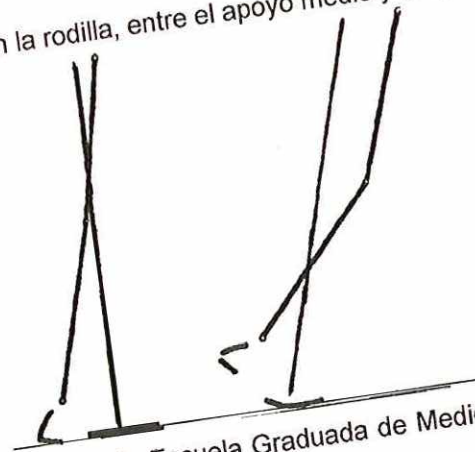
Figura 24. Fuerzas externas en la rodilla, entre el apoyo medio y despegue del pie.



Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

- ✓ **Fuerzas internas** (fig. 25) Cuando la reacción del suelo pasa por delante de la rodilla, como se indica en la parte izquierda de la figura 25, se genera un momento de fuerza en extensión y no se necesita ninguna reacción de los músculos extensores de la rodilla para controlar su estabilidad. El gastronemio, además de su acción en el tobillo, probablemente ayuda a evitar la hiperextensión de la rodilla. Entre la elevación del talón y el despegue del pie la reacción del suelo produce un momento de flexión en la rodilla. La acción del cuádriceps hacia el final de la fase de apoyo ayuda a controlar la potencia y cantidad de flexión de la rodilla.

Figura 25. Fuerzas internas en la rodilla, entre el apoyo medio y despegue del pie.



Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

- **Cadera**

- **Análisis cinemático (fig. 26)**

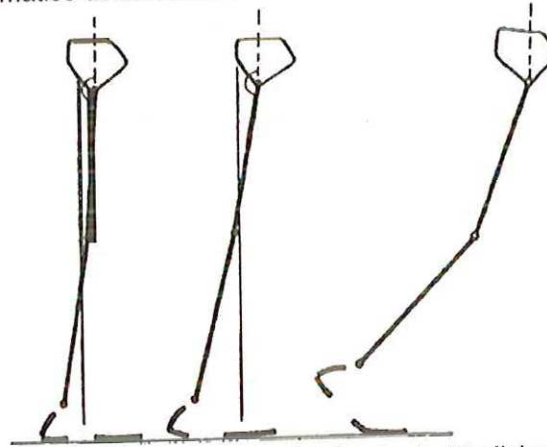
Apoyo medio, desde una posición de 0 grados en el apoyo medio, la cadera continúa moviéndose hacia la extensión.

Cuando el talón deja el suelo, la cadera está en una actitud de 10 a 15 grados de hiperextensión.

Inmediatamente después del despegue del talón, la cadera alcanza un máximo de hiperextensión de unos 20 grados.

Cuando los dedos despegan del suelo. La cadera está cerca de una posición neutral y se mueve en dirección de flexión.

Figura 26. Análisis cinemático de la cadera, entre el apoyo medio y despegue del pie.

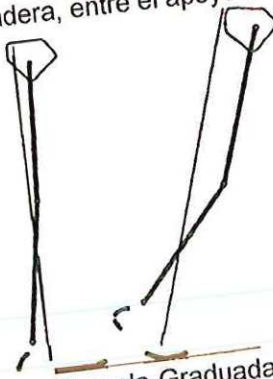


Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesis del miembro inferior.

- **Análisis cinético**

- ✓ **Fuerzas externas (fig. 27)** En el apoyo medio, la resultante de las fuerzas de reacción del suelo pasa por detrás de la articulación de la cadera, produciendo un momento de extensión. La magnitud de este momento de extensión continúa aumentando hasta que se llega a la fase de doble apoyo, y el peso del cuerpo es trasladado, al menos parcialmente, a la extremidad opuesta. Inmediatamente antes del doble apoyo, la magnitud del momento de extensión actuando sobre la cadera de la extremidad que soporta el cuerpo alcanza su máximo, y entonces disminuye rápidamente, una vez que empieza la fase de doble apoyo.

Figura 27. Fuerzas externas en la cadera, entre el apoyo medio y despegue del pie.



Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

- ✓ **Fuerzas internas** El iliopsoas y el aductor largo generan un momento de fuerza de flexión en la cadera durante el intervalo de despegue. Esta acción resiste la tendencia del movimiento hacia delante del cuerpo para hiperextender la cadera y produce flexión de la rodilla, mientras que la rodilla es llevada hacia adelante y el pie está todavía en contacto con el suelo" [10].

➤ **Movimiento en el plano sagital durante la fase de balanceo (fig. 28)**

• **Tobillo**

"Entre la elevación del pie y el punto medio del balanceo, el pie se mueve de una posición inicial de flexión plantar al desprenderse del suelo a una posición esencialmente neutral, que se mantiene por el resto de la fase de balanceo. La causa del movimiento inicial de la posición neutral del pie es por acción de los músculos tibiales anteriores.

Figura 28. Movimiento en el plano sagital durante la fase de balanceo en el tobillo.



Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

- **Rodilla**

“Entre el despegue del pie y la parte media del balanceo, la rodilla se flexiona de una posición inicial aproximada de 40 grados a un ángulo de máxima flexión, de aproximadamente 65 grados. La acción del cuádriceps ayuda a prevenir una elevación excesiva del tacón y también contribuye a una aceleración hacia delante de la pierna.

Entre la fase media de balanceo y el contacto del talón, la rodilla se extiende hasta la extensión completa en el último instante de la fase de balanceo. La acción de los músculos isquiotibiales durante la última parte de este intervalo, ayuda a desacelerar el balanceo de la pierna hacia adelante y ayuda a controlar la posición del pie, conforme se acerca al suelo” [10].

- **Cadera**

“Entre el despegue del pie y la fase media de balanceo, la articulación de la cadera, partiendo de una posición neutral, flexiona aproximadamente 30 grados, al alcanzar la fase media del balanceo, los músculos flexores de la cadera están activos durante la iniciación de ese intervalo.

Entre la fase media de balanceo y el contacto del talón, el ángulo de la cadera no cambia mucho. Durante la última parte de este intervalo, los músculos extensores de la cadera (principalmente los isquio-tibiales) están activos para controlar el movimiento de la extremidad hacia adelante” [10].

➤ **Movimiento en el plano frontal**

“Los movimientos angulares de la pierna, vistos en el plano frontal, son mucho más pequeños que los observados en el plano sagital.

Al contacto del talón, el pie está en ligera inversión. Inmediatamente después del contacto del talón, la reacción del suelo pasa ligeramente lateral al eje subtalar y el pie rota en ligera eversión cuando la parte anterior del pie contacta el suelo. Durante el intervalo de la fase media de apoyo, la parte posterior del pie se mueve desde una posición de 5 grados de eversión a una posición de ligera inversión, que continúa durante el despegue del suelo. La inversión de la parte posterior del pie resulta de la acción combinada del tríceps sural y la rotación externa de la tibia con respecto al pie, durante el intervalo de despegue.

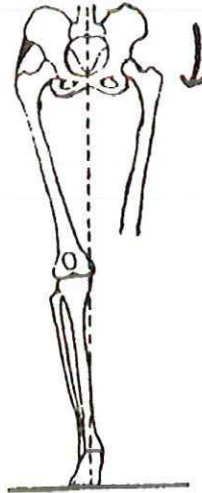
El movimiento de la rodilla en el plano frontal es mínimo durante la fase de apoyo. Hay cierta tendencia hacia una ligera abducción de la tibia al contacto

del talón, pero inmediatamente después la reacción del suelo tiende a producir aducción de la tibia.

Durante la primera parte de la fase de apoyo, la pelvis cae unos 5 grados de la horizontal en el lado opuesto, conforme esta pierna empieza su fase de balanceo (fig. 29).

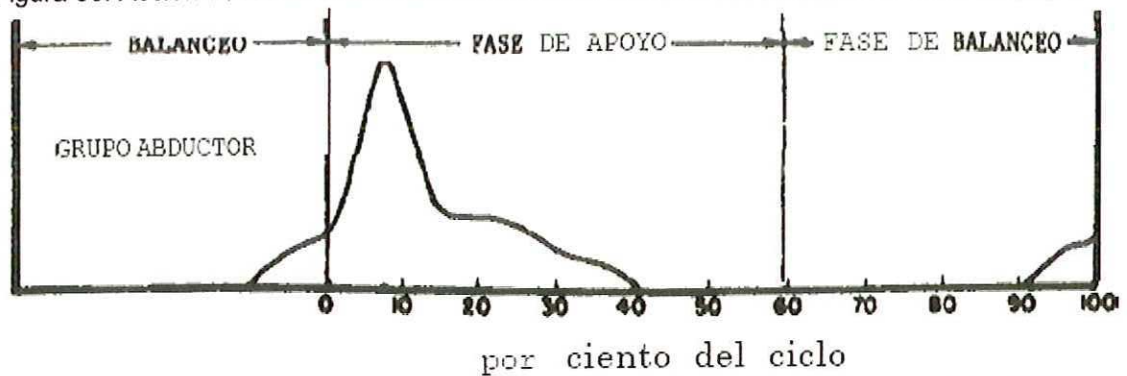
La caída de la pelvis está limitada por la acción de los músculos abductores de la cadera de la pierna en fase de apoyo (fig. 30)" [10].

Figura 29. Movimiento en el plano frontal, durante la primera parte de la fase de apoyo.



Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

Figura 30. Acción de los músculos abductores de la cadera de la pierna en la fase de apoyo.



Fuente: Universidad de Nueva York, Escuela Graduada de Medicina, Ortesica del miembro inferior.

3.2 PRÓTESIS MIEMBRO INFERIOR

3.2.1 Historia

El 26 de enero de 1971, apareció en un periódico de la agencia France Presse la noticia de que unos arqueólogos rusos habían hallado el esqueleto de una mujer (2.300 años A.C) con un pie artificial. La prótesis era un pie de cabra que había adaptado el muñón de la mujer mediante un encaje de contacto de la propia piel desecada del animal.

Probablemente, esta es una de las primeras prótesis de las que se tiene noticia. El historiador griego Heródoto (484 años A.C) relato las gestas de Mardonius, quien prisionero de sus enemigos, se corto el pie que le retenía la argolla y así pudo escapar, mas tarde se hizo construir un pie de madera y con él siguió al frente de sus tropas. Podríamos aportar un sinnfín de muestras que atestiguan la antigüedad de la utilización de piernas artificiales.

Figura 31. Primera prótesis de la historia.



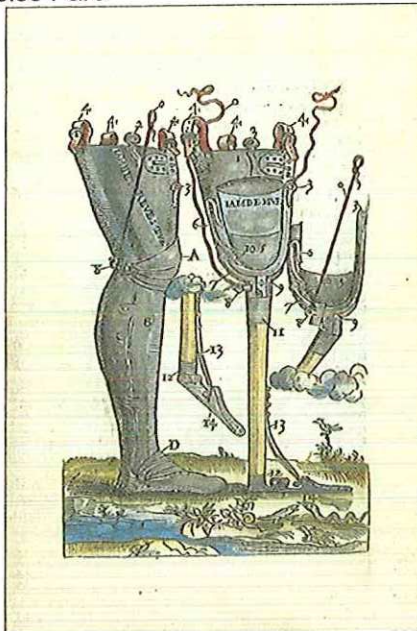
Fuente: *Total internet*. [En línea]. Disponible en internet:
<http://totalinternet.blogspot.com/2007/07/primer-prtesis-de-la-historia.html>

En el Medievo se utilizaba hierro en la fabricación de las prótesis, que eran realizadas por los maestros armeros que construían las armaduras de los caballeros. De aquella época datan las primeras articulaciones exoesqueléticas mecánicas que daban movimiento a la rodilla y al pie.

Ambroise Pare, médico francés del siglo XVI, construyó la primera prótesis (fig. 32) endoesquelética con la posibilidad de bloquear la articulación de la rodilla. Estos sistemas fueron evolucionando en los siglos siguientes sin adelantos muy destacados.

Las dos conflagraciones mundiales hicieron que los países que se vieron involucrados en ellas redoblaran sus esfuerzos de investigación en el campo de la prótesis para poder reincorporar a la sociedad los amputados de guerra.

Figura 32. Prótesis de Ambroise Pare



Fuente: FNAC. [En línea]. Disponible en internet:

http://multimedia.fnac.com/multimedia/images_produits/Zoom_Planche_BD/7/7/5/9782130564577_5.jpg

Fruto de esas investigaciones son los sistemas actuales que de año en año, se van perfeccionando gracias a técnicas más precisas y a materiales más adecuados, que permiten ofrecer al amputado prótesis más cómodas, estéticas y funcionales (fig. 33)

Figura 33. Prótesis estéticas y funcionales.



Fuente: Ortopedia Aragón. [En línea]. Disponible en internet:

<http://www.ortopediaaragon.com/productosamedida.asp?sec=1>

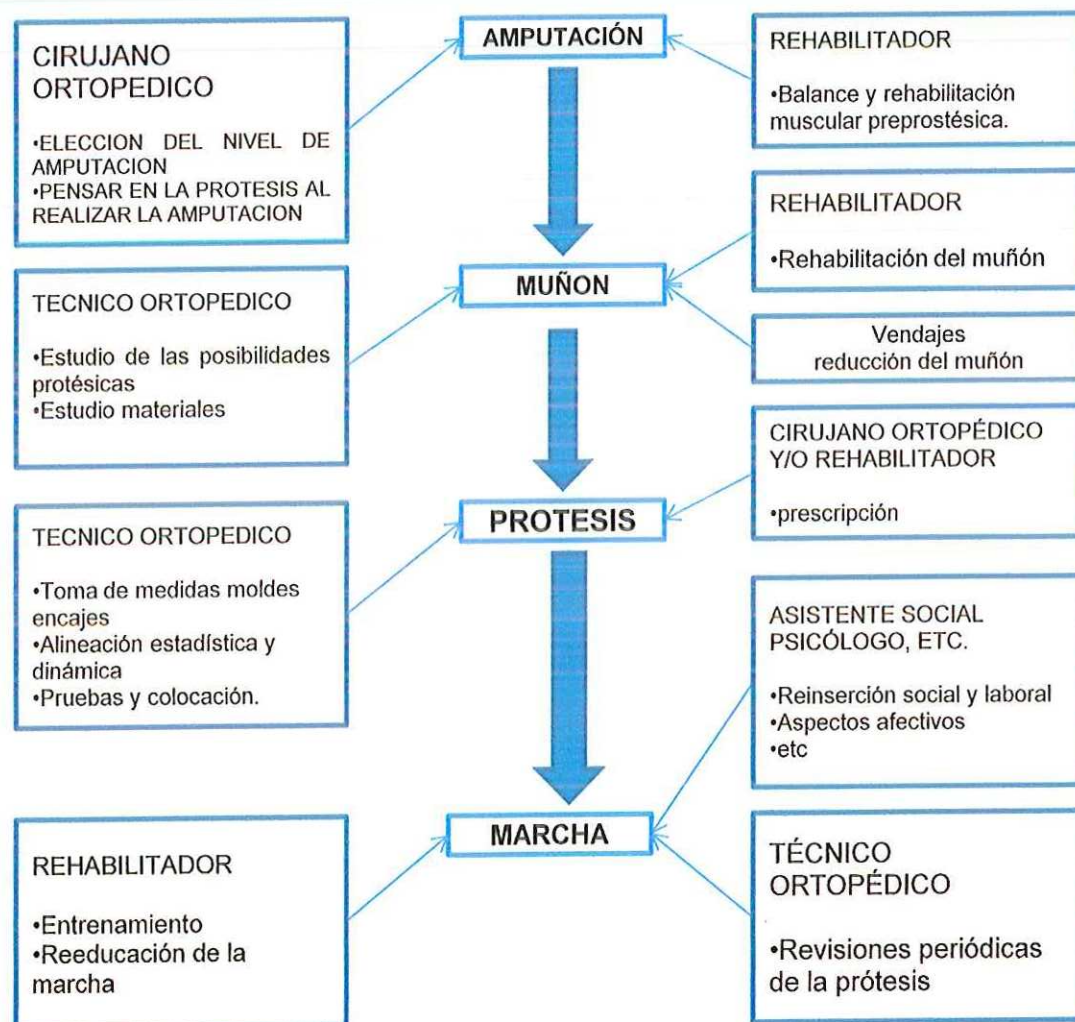
3.2.2 Trabajo en equipo

La marcha de un amputado y su reinserción social y laboral es el objetivo final del grupo de profesionales que trabajando en íntima colaboración, busca que ello sea posible. En el cuadro sinóptico se detalla el papel que

desempeña cada uno de los profesionales: Cirujano ortopédico, rehabilitador, técnico ortopédico, psicólogo, asistente social..., desde el momento de la amputación hasta el final del tratamiento.

Vamos a referirnos a continuación a una serie de términos, propios de la técnica ortopédica que se puede aplicar en general a todos los tipos de prótesis de extremidad inferior.

Figura 34. Trabajo en equipo



Fuente: S. Fishman. Métodos de comprobación y revisión de las prótesis de extremidad inferior.

3.2.3 componentes de la prótesis

Muñón

“Componente proximal de las prótesis, que sirve para alojar en su interior al muñón del miembro amputado. Según su forma puede ser: convencional, cuadrangular, de contacto total, de distancia medio lateral angosta, etc. Según su sistema de suspensión: convencional, de succión o combinado.

Sistema de suspensión

Es la forma de sujetar el muñón al encaje. Sirve para que la unión entre el muñón y la prótesis se mantenga durante la marcha.

Convencional la suspensión convencional se realiza generalmente mediante tirantes o cinturones de diferentes tipos y materiales.

Succión

En este sistema, la suspensión se obtiene por la acción de vacío producido al extraer el aire residual, mediante una válvula, una vez introducido el muñón en el encaje.

Pie Sach (fig. 35)

Conjunto terminal de la prótesis que imita la función anatómica de pie-tobillo. Consta de una parte central (quilla) rígida, de madera, una blanca de talón y un antepié flexible.

Figura 35. Pie Sach



Fuente: *Ortopedia Mostkloff*. [En línea]. Disponible en internet:

<http://www.ortopediamostkloff.com.mx/catalogo/index.php?cPath=9Alineación>

Posición de los componentes protésicos de un miembro en relación con los tres planos, por ejemplo: encaje, tobillo-pie para una prótesis por debajo de la rodilla, o encaje, rodilla, tobillo-pie para una prótesis por encima de la rodilla.

Alineación en banco. Alineación inicial teórica al construir la prótesis.

Alineación dinámica. Modificaciones de la alineación teórica mientras se observan los defectos de la marcha del conjunto prótesis-paciente.

Molde negativo.

Se obtiene directamente vendando el muñón con vendas de yeso. Se conforma mediante la acción de presión sobre zonas blandas y descarga sobre relieves óseos prominentes y ciertos grupos musculares.

Molde positivo.

Se obtiene llenando el negativo de yeso y modificándolo según determinadas reglas. Sirve para confeccionar el encaje de la prótesis.

Plástico laminado

De la familia de plásticos acrílicos. Se trabaja en estado líquido para adaptarlo a la forma del molde positivo, y mediante un componente catalizador y la acción de la bomba de vacío se solidifica y adquiere el grado de resistencia adecuado combinándolo con calcetas textiles, fibras de vidrio o carbono.

Prueba estática.

Es la que se realiza al paciente para comprobar alineación, longitud, funcionalidad y comodidad en bipedestación.

Prueba dinámica.

La que se realiza al paciente deambulando con la prótesis para observar los defectos de la marcha y corregirlos.

Chequeo final

Test final del buen resultado de la prótesis realizada por todo el equipo" [11].

3.2.4 Amputaciones por encima de la rodilla.

Amputación a nivel del muslo

"Las prótesis de contacto total se pueden adaptar satisfactoriamente a un muñón de amputación a nivel del muslo, obteniéndose una utilización excelente. De este modo aumenta el porcentaje de éxito de la prótesis por encima de la rodilla, cuyo nivel de satisfacción hasta la actualidad es menor del 25%, en comparación al 90% de los amputados por debajo de las rodillas.

➤ Nivel de amputación. Técnica quirúrgica.

Amputación Gritti

Se trata de una amputación inmediatamente por encima de la rodilla. Solo los nuevos aparatos ortopédicos, prótesis fáciles de colocar y con apoyo isquiático y distal, permiten la amputación a solo 5 y 6 cm. Por encima de la rodilla. La extirpación de los cóndilos femorales es suficiente para colocar

una articulación protésica correcta sin alargar el componente femoral. El muñón obtenido es de buena calidad (el más largo de los muñones del musculo) y proporciona un brazo de palanca excelente. Así pues, la amputación de Gritti es una técnica interesante a tener en cuenta en las amputaciones a nivel del muslo.

Técnica.

Posición del enfermo. Actualmente preferimos colocar el enfermo en decúbito supino sobre la mesa ortopédica con la extremidad a amputar libre y con el pie sujeto por un ayudante durante el primer tiempo de la operación
Tiempo cutáneo. La incisión diseña dos valvas, anterior y posterior. La valva anterior es larga, pasa por la tuberosidad anterior de la tibia y remonta lateralmente de 3 a 4 cm. El borde superior de los cóndilos femorales. La valva posterior, corta, pasa a nivel de la interlinea de la rodilla.

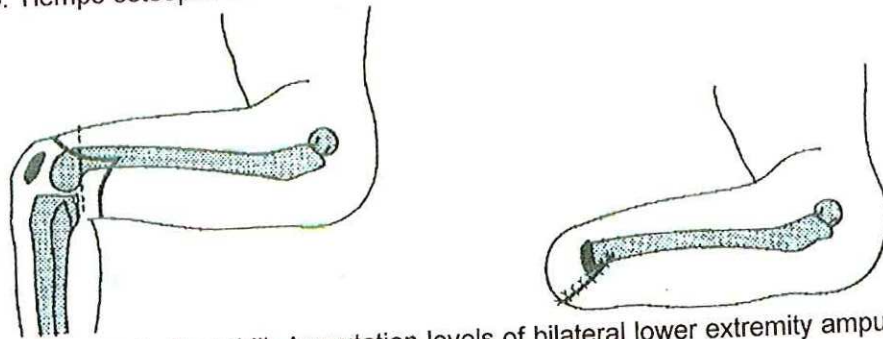
Se libera el cuádriceps en su totalidad. Se separan los vastos del aparato extensor medial por dos incisiones verticales seccionando los alerones interno y externo.

Por detrás se disecan los isquiotibiales hasta por encima del borde superior de los cóndilos femorales.

Tiempo osteoplástico.

El nivel de la sección del fémur se determina por la posición de la rotula. La sección del fémur se hará a 5-10 mm. Por encima del borde superior de la rotula. Se extirpa a continuación el cartílago articular de la rotula, aplicándola a tensión sobre el extremo inferior del fémur fusionada en él. (fig.36)

Figura 36. Tiempo osteoplástico



Fuente: R. Barnes, B. Thornhill, Amputation levels of bilateral lower extremity amputees: and analysis of one hundred and three cases.

Tiempo vasculonervioso. El ciático y los vasos poplíteos son separados y disecados. El ciático es traccionado y seccionado a nivel alto. Los vasos se ligan separadamente a nivel lo más bajo posible.

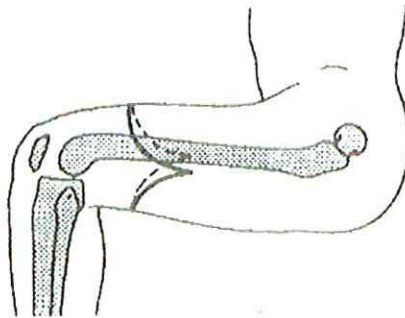
Retirada del manguito. Hemostasia rigurosa

- Sutura tendinosa y perióptica. Primero se sutura el tendón rotuliano, por detrás del fémur, a los isquiotibiales con el bíceps por fuera y el semimembranoso por dentro. Se sutura el periótico a los bordes laterales de la rótula. Finalmente, los vastos se suturan entre si recurriendo las estructuras óseas (rótula).
- Sutura de la piel en un plano, se inicia por la parte media y se continua hacia adentro y afuera regularizando los extremos del muñón por sección triangular cutánea. El muñón obtenido es cilíndrico. Se coloca un drenaje de penrose y se termina con un vendaje apretado y extensión continua.

Amputación del tercio medio del muslo

A este nivel existen pequeñas variaciones según el tipo de prótesis a utilizar” [11].

(fig. 37) amputación tercio medio



Fuente: R. Barnes, B. Thornhill, Amputation levels of bilateral lower extremity amputees: and analysis of one hundred and three cases.

3.2.5 Muñón para prótesis

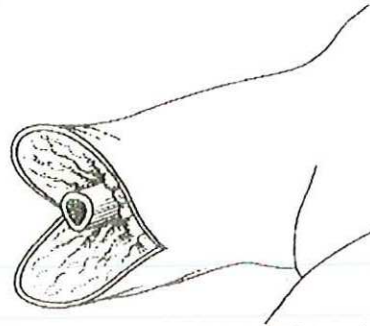
“La posición del enfermo es idéntica a la descrita.

Tiempo cutáneo. Se diseñan dos valvas la anterior más larga (4 a 6 cm.) que la posterior. La incisión interesa piel, aponeurosis y fibras superficiales del musculo.

Amputación circular.

En el extremo distal de la valva anterior se efectúa una incisión circular de todas las partes blandas. Las masas musculares se seccionan oblicuamente de la piel al hueso para disminuir el volumen del musculo (fig. 38).

Figura 38. Amputación circular



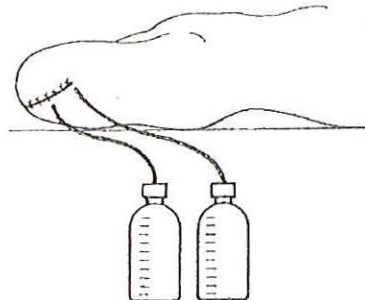
Fuente: R. Barnes, B. Thornhill, Amputation levels of bilateral lower extremity amputees: and analysis of one hundred and three cases.

Lateralmente, todas las masas musculares y aponeuróticas se seccionan también oblicuamente. Se secciona y regulariza el fémur y se ligan los vasos y los nervios. Se retira el manguito y se efectúa hemostasia rigurosa. Se sutura el plano musculoperiostico con cierre hermético de la cavidad medular.

Sutura del plano musculo aponeurótico. Se inicia por la parte media y se sigue lateralmente. La sutura obtenida tiene forma de cono, envolviendo perfectamente la extremidad distal del hueso. Esta sutura muscular para evitar actitudes viciosas se efectuará con el muslo en extensión completa y aducción.

Sutura cutánea. Es preferible hacerla en dos planos. El plano subcutáneo con cargut 00 y la piel con supramid 00. La sutura cutánea se hará en la parte posterior del muñón, este es cónico y bien almohadillado. Se colocan dos drenajes, uno profundo y uno subcutáneo, y finalmente el apósito y la extensión continua (fig. 39).

Figura 39. Sutura cutánea



Fuente: R. Barnes, B. Thornhill, Amputation levels of bilateral lower extremity amputees: and analysis of one hundred and three cases.

Según se desee utilizar prótesis de adherencia (succión) o de contacto, la amputación se efectuara con alguna pequeña variación a la descrita, sobre todo en lo referente al plano muscular. Con todas las técnicas se debe

procurar obtener muñones delgados y bien almohadados. La prótesis elegida será diferente según la edad del enfermo, la causa de la amputación, el lugar donde viva y el tiempo de trabajo.

En las personas de edad, artríticas y con mala coordinación neuromuscular es preferible una prótesis fácil de colocar y sencilla, con posibilidad de fijar la rodilla. En el joven es mejor la prótesis adherente (succión) o, preferiblemente, de contacto.

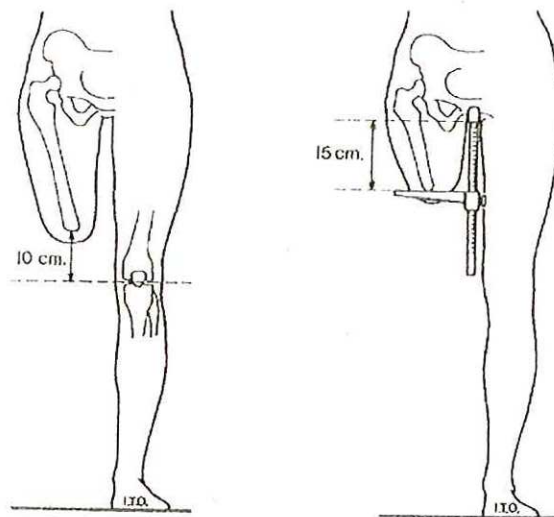
Es evidente que en la actualidad con las diferentes técnicas de amputación y tipos de prótesis, pueden obtenerse resultados óptimos en cuanto a la funcionalidad y la calidad de vida del enfermo. Para ello es conveniente seguir los tiempos de la técnica quirúrgica con corrección a fin de tener muñones idóneos e indicar prótesis ideal para cada caso" [11].

3.2.6 Prótesis para amputaciones por encima de la rodilla

"Las condiciones del muñón referidas a su nivel de amputación, estado de la musculatura, consistencia del tejido subcutáneo y cicatrices; además de las circunstancias físicas y psíquicas del paciente, influyen muy directamente en el tipo de prótesis adecuada para conseguir restablecer un patrón de marcha aceptable en el amputado.

En cuanto al nivel, para lograr un buen control del encaje y aplicar el tipo de rodilla protésica más conveniente se requerirá, distalmente, por lo menos 10 cm. Desde la sección del fémur hasta la articulación de la rodilla (fig. 40)

Figura 40. Nivel de amputación.



Fuente: S. Fishman, W. Radclif. Método de comprobación y revisión de las prótesis de extremidad inferior.

Por el otro extremo, proximalmente, para poder fijar el encaje del muñón será necesario un mínimo de 15 cm. Desde el perineo a la sección del fémur. (fig. 40)

Cualquier nivel de amputación del fémur que se encuentre entre estos dos puede considerarse bueno para la aplicación de una prótesis.

Los factores básicos que influyen en una buena fusión de la prótesis por encima de la rodilla son:

- tipo de encaje
- modelo y características de la articulación mecánica de la rodilla
- conjunto pie-tobillo seleccionado
- correcta alineación
- peso adecuado
- sistema seguro de suspensión de la prótesis

➤ Tipos de encaje (Socket)

Han ido evolucionando con el tiempo los más conocidos son el convencional, el cuadrangular y el de contacto total.

Actualmente, la incorporación de los ordenadores para el diseño de los encajes va logrando otros tipos influidos tanto por materiales nuevos como por técnicas distintas que amplían las posibilidades de lograr encajes más cómodos y funcionales.

Encaje convencional

Se utiliza desde la época de Ambroise Paré, aunque se conocen prótesis anteriores construidas con este sistema o parecidas. Aun hoy en día, algunos amputados habituados al encaje convencional lo usan con prótesis convencionales porque no le es posible adaptarse a nuevas tecnologías.

El peso del paciente se soporta principalmente en la región glútea, la tuberosidad isquiática y la zona lateral y medial del muñón. En cambio, la región distal queda totalmente abierta y no soporta carga alguna (fig. 41)

Figura 41. Encaje convencional



Fuente: S. Fishman, W. Radclif. Método de comprobación y revisión de las prótesis de extremidad inferior.

La forma del encaje es cónico y el borde proximal tiene la misma altura medial, lateral, y posterior. Este encaje se conoce con el nombre de "tapón", porque el muñón se inserta dentro del igual que lo hace un tapón.

El principal inconveniente es que la presión resulta excesiva sobre las zonas óseas y grupos musculares potentes y, en cambio, no se ajusta sobre las partes blandas. Ello produce una acción de pistón entre el muñón y el encaje, que hace necesaria la ayuda de un cinturón, y a veces, la de una articulación mecánica de cadera para retener la prótesis. Este sistema constituye una fuente de problemas porque limita la movilidad de la prótesis y dificulta la acción de sentarse.

El hecho de concentrar el soporte del peso en el borde proximal del encaje produce estiramientos cutáneos, lesiones y erosiones sobre esta zona.

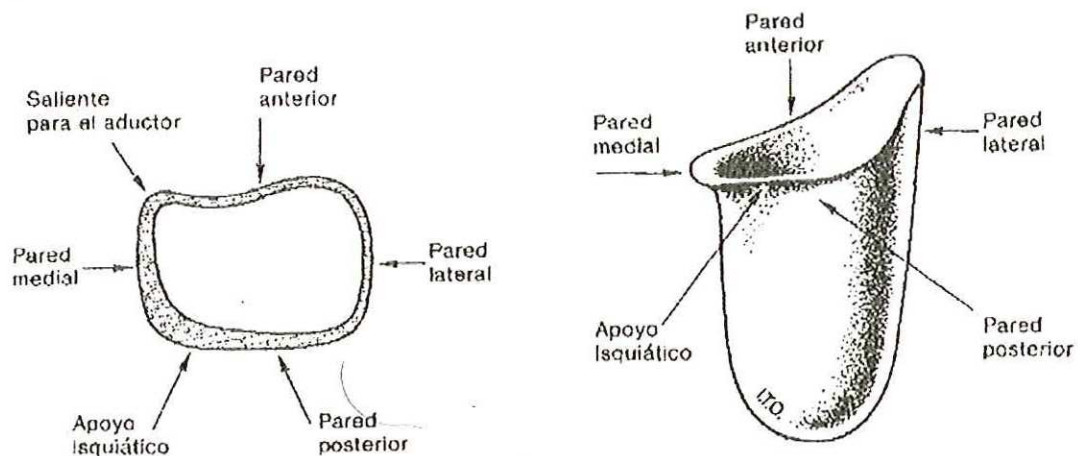
Además, al quedar suspendida y constreñida por su base, la zona distal del muñón no se irriga correctamente, por lo que es frecuente la formación de escaras a este nivel.

Por lo general, estos encajes se construían en cuero moldeado, madera o aluminio.

Encajes cuadrangulares

Difieren sustancialmente de la forma cilíndrica del muñón. Las diferencias provienen de las modificaciones realizadas con el fin de distribuir las presiones. El interior del encaje lo forman cuatro lados de contorno irregular con entrantes y salientes. Los entrantes sirven para presionar determinadas áreas de tejido blando con el fin de ayudar a soportar peso, mientras que los salientes evitan presiones excesivas sobre los músculos en contracción, tendones y puntos óseos prominentes. (fig. 42)

Figura 42. Encajes cuadrangulares

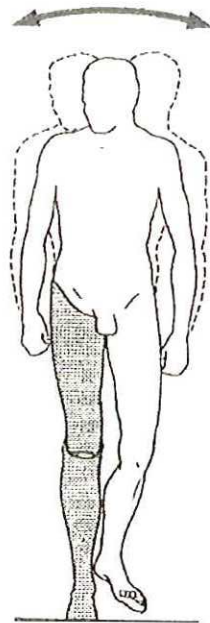


Fuente: S. Fishman, W. Radclif. Método de comprobación y revisión de las prótesis de extremidad inferior.

La altura de los lados del encaje es desigual. La pared o lado medial transcurre horizontal a 1.5 cm. Por debajo del perineo y se une a la pared posterior de igual altura, hasta unos 2/3 de la longitud total, donde comienza a ascender hasta alcanzar el nivel más alto a la mitad de la longitud de la pared lateral. A partir de aquí, desciende de nuevo hasta situarse en la pared anterior, por debajo del pliegue inguinal, para unirse finalmente a la pared medial a la mínima altura de aquellas. Las alturas diferentes obedecen a causas concretas. La parte anterior, unos 7 cm. más alta que la posterior, tienen la misión de no permitir el desplazamiento hacia delante y mantener el isquion sobre su apoyo (fig. 42)

La zona medial no debe presionar el perineo cuando el paciente determina o está de pie. La región posterior es horizontal al suelo y se sitúa por debajo de la tuberosidad isquiática. Es el punto principal de soporte del peso del amputado. La pared lateral asciende en su punto medio unos 10 cm. Aproximadamente, con respecto a la perineal. Es el lado más alto y tiene por misión contribuir a que el amputado no se balancee durante la marcha. (fig. 43)

Figura 43. Movimiento horizontal con encaje



Fuente: S. Fishman, W. Radclif. Método de comprobación y revisión de las prótesis de extremidad inferior.

Encaje de contacto total

La característica más importante de los encajes cuadrangulares actuales es que están en contacto total con el muñón incluyendo su extremo distal.

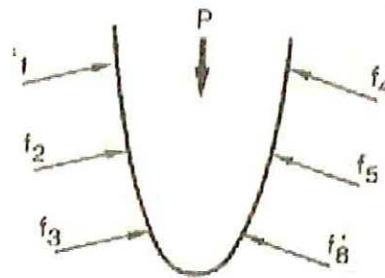
Presenta unas claras mejoras con respecto a los encajes convencionales:

- contribuyen a normalizar la circulación sanguínea del muñón y ayudan al retorno venoso. Esto evita la formación de edema y problemas dermatológicos. Aumenta el área de soporte del peso del cuerpo, y distribuye mejor los puntos de presión.
- Estimulan la respuesta sensorial del muñón, proporcionado al amputado un buen control de su prótesis.

Biomecánicamente, el encaje de contacto total distribuye la carga de la siguiente forma.

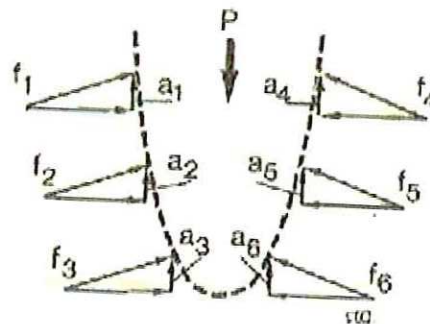
Las fuerzas aplicadas por el muñón al encaje han de ser iguales al peso soportado por la prótesis. En la figura 44 las fuerzas del encaje están representadas por f_1, f_2, f_3, f_4, f_5 y f_6 . Los componentes verticales de estas fuerzas que se oponen a la fuerza P (peso) descendente serán las realmente actuantes. En la figura 44b se representan los componentes verticales por a_1, a_2, a_3, a_4, a_5 , y a_6 . La suma de a_1, a_2, a_3, a_4, a_5 y a_6 es igual y opuesta a P , mientras que en la figura 44a la suma de f_1, f_2, f_3, f_4, f_5 y f_6 es mayor que el peso representado por P .

Figura 44. Fuerzas aplicadas por el muñón



Fuente: S. Fishman, W. Radclif. Método de comprobación y revisión de las prótesis de extremidad inferior.

Figura 45. Componentes de las fuerzas aplicadas por el muñón



Fuente: S. Fishman, W. Radclif. Método de comprobación y revisión de las prótesis de extremidad inferior.

➤ Conjunto tobillo-pie

Es el mismo que se usa para las prótesis por debajo de la rodilla. Los que se usan con más frecuencia son: el pie tipo Sach no articulado de un eje y el de movimiento combinado.

La elección de uno u otro dependerá de la longitud del muñón; si el estado físico, el peso o la actividad del amputado no hacen variar el criterio, a un muñón corto le corresponde un pie Sach.

Tobillo y pie Sach (fig. 35)

(Tobillo y parte central del pie sólidos, con antepié y talón blando)

Consta de una quilla central de madera recubierta de material flexible, con una plantilla también flexible que se extiende desde el talón a la punta de los artejos. La sujeción del conjunto al resto de la prótesis se realiza con un tornillo, cuya cabeza se aloja en la zona inferior del talón y cuya punta se enrosca en un casquillo situado en el interior del elemento protésico del tobillo.

La flexión de antepié suple, en parte, el movimiento flexor. La compresión del talón suple el movimiento extensor. El talón blando tiene diferentes grados de compresión que se seleccionan de acuerdo con el nivel de la amputación, el peso del cuerpo y la capacidad de control de la prótesis.

Por la simplicidad de su concepción y buenos resultados, este tipo de pie es uno de los más usados para prótesis tanto por debajo como por encima de la rodilla.

Tobillo y pie articulados (figura 46)

Consta de un eje transversal del tobillo sobre el que el pie realiza la flexión plantar y dorsal.

Cuando el pie realiza la flexión plantar, se comprime el cilindro de goma posterior al eje resistiéndose al movimiento. Permite un movimiento aproximado de 15°. En la flexión dorsal el movimiento se controla mediante un tope anterior de goma, fieltro o plástico. En este caso, la amplitud de movimiento es solo de unos 5° aunque la acción es ayudada por una articulación de los artejos y/o por un antepié flexible.

Figura 46. Tobillo y pie articulados



Fuente: *Ortopedia Mostkloff*. [En línea]. Disponible en internet:
<http://www.ortopediamostkloff.com.mx/catalogo/index.php?cPath=9Alineación>

Tobillo y pie de movimiento combinado

La articulación de este conjunto permite movimientos del pie en cualquier dirección.

El extremo inferior del bloque del tobillo tiene forma de arco hacia abajo y se acopla a la pieza de goma dispuesta sobre la parte alta central de la quilla del pie. Esta forma le permite rotar sobre el eje transversal de la articulación del tobillo para los movimientos de flexo extensión. La situación del eje transversal en un medio flexible proporciona al pie un movimiento medilateral y de suave rotación. Este mecanismo, tipo Greissinger, permite al pie adaptarse a cualquier superficie y absorber algunas fuerzas de torsión que se crean con la marcha. Sin embargo, su uso debe limitarse a personas con dominio del equilibrio que necesiten una gran movilidad del pie para transitar por terrenos irregulares” [12].

3.2.7 Modelos de prótesis

“Básicamente son dos:

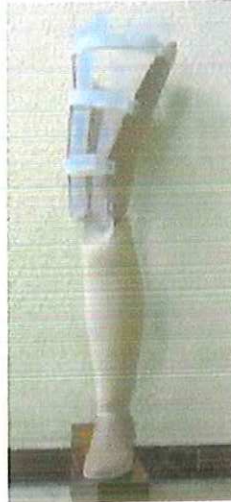
La exoesqueléticas y la endoesquelética o modular.

➤ Prótesis exoesqueléticas (fig. 47)

Son las que externamente no llevan funda y su acabado es a base de plástico laminado. Los elementos de la rodilla y del tobillo-pie quedan a la vista, formando una estructura sólida del conjunto de la vista prótesis.

Las características diferenciales las dan la variedad de elementos protésicos descritos anteriormente, como pueden ser encajes convencionales o de contacto total, rodillas uniaxiales o policéntricas, con bloqueo o sin él, etc.

Figura 47. Prótesis exoesqueléticas



Fuente: *Ortopedia Aragón*. [En línea]. Disponible en internet:
<http://www.ortopediaaragon.com/productoamedida.asp?prod=16>

En cuanto al pie, pueden ser del tipo Sach, articulado, Greissinger, etc.

También puede variar el tipo de suspensión: por ventosa o de succión, con cinturón silesiano, de bandolera, etc.

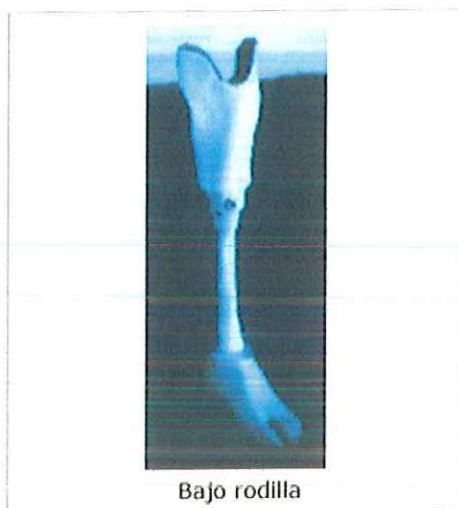
Las prótesis exoesqueléticas por lo general son más resistentes y por tanto de mayor duración. Por el contrario son algo más pesadas y no tan estéticas como las modulares.

➤ Prótesis modulares o endoesquelética

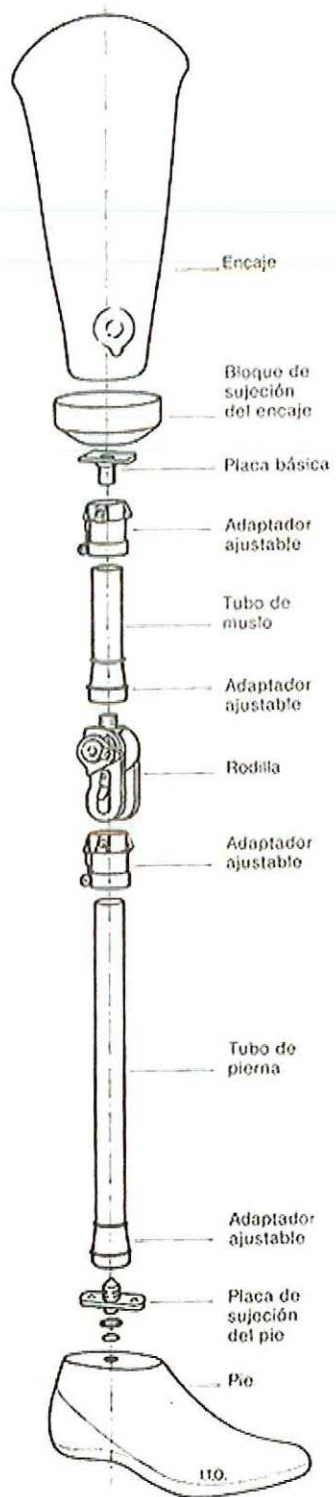
Los componentes del sistema modular se muestran en la figura 48. Una pieza de tubo, con sus adaptadores ajustables a los extremos, conecta la unidad de rodilla y las piezas de tobillo-pie. Igualmente un tubo de muslo con adaptadores en ambos extremos conecta la pieza de rodilla con el encaje. Una vez alineado adecuadamente, el conjunto queda alojado dentro de un tubo de poliuretano, al que se le dan la forma y las dimensiones de la extremidad sana, para finalmente recubrir toda la prótesis desde la punta del pie hasta la zona proximal del encaje con una medida elástica (fig. 48)

Por lo general, este tipo de prótesis resulta más ligera que las exoesqueléticas, su acabado resulta sumamente estético y su mecanismo muy silencioso, circunstancias que las hacen preferidas a pacientes femeninas, que pueden vestir faldas normales.

Figura 48. Componentes prótesis endoesquelética



Esquema sobre rodilla



Fuente: *Ortopedian*. [En línea]. Disponible en internet:
http://www.ortopedian.com.ar/productos/imagenes/pilon_sach.jpg

Una pieza de tubo, con sus adaptadores ajustables a los extremos, conecta la unidad de rodilla y las piezas de tobillo-pie. Igualmente un tubo de muslo con adaptadores en ambos extremos conecta la pieza de rodilla con el encaje. Una vez alineado adecuadamente, el conjunto queda alojado dentro de un tubo de poliuretano, al que se le dan la forma y las dimensiones de la extremidad sana, para finalmente recubrir toda la prótesis desde la punta del pie hasta la zona proximal del encaje con una medida elástica.

Por lo general, este tipo de prótesis resulta más ligera que las exoesqueléticas, su acabado resulta sumamente estético y su mecanismo muy silencioso, circunstancias que las hacen preferidas a pacientes femeninas, que pueden vestir faldas normales"[12].

3.4 SEÑALES MIOELECTRICAS

3.4.1 Potencial de unidad motora

La base de las señales mioeléctricas se encuentra en las Unidades Motoras (UM) las cuales están constituidas por la neurona motora, su axón y ramificaciones distales, las placas motoras y todas las fibras musculares que dependen de ella. Se activa por completo en una respuesta de todo o nada. El número de fibras por Unidad Motora (*razón de inervación*) varía entre 1-10 en los músculos extraoculares, faríngeos o craneales a varios cientos para los músculos tónicos axiales. La actividad eléctrica de todas las fibras musculares se suma en el registro con la aguja coaxial para constituir el Potencial de Unidad Motora (PAUM).

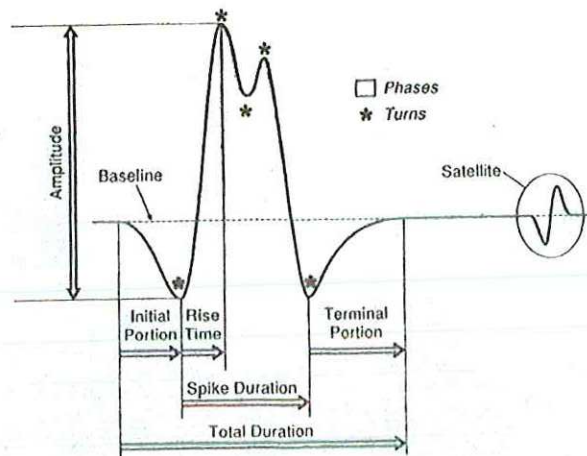
El tamaño de un PAUM está relacionado con el diámetro del axón motor, su grosor de mielina y con la velocidad de conducción de la fibra nerviosa, umbral de despolarización y tipo de fibras musculares inervadas.

Las UM pequeñas se asocian a fibras musculares del tipo I (contracción lenta, metabolismo oxidativo, resistentes a la fatiga) que tienen un bajo umbral de excitación y se contraen precozmente en la actividad voluntaria.

Las UM de tamaño progresivamente mayor se recluta también a grados mayores de contracción de forma que raramente en una exploración electrofisiológica pueden ser observados aisladamente potenciales pertenecientes a UM del tipo II (contracción rápida, metabolismo glicolítico, fácilmente fatigables).

La frecuencia de disparo de las UM lentas está por debajo de los 30Hz, en tanto las UM rápidas pueden alcanzar frecuencias muchos mayores. Los estudios EMG no permiten valorar habitualmente este dato, puesto que el incremento de frecuencia de una UM activa pronto es ocultado por la detección de otras UM vecinas batiendo a su propia frecuencia.

Figura 60. Partes características de un Potencial de Acción de Unidad Motora (PAUM)



Fuente: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL ELECTRÓNICO PARA UNA PRÓTESIS ROBÓTICA PROTOTIPO DE MIEMBRO INFERIOR, U de Pamplona, 2005

Las características morfológicas de los PAUM deben ser analizadas durante el estudio electrofisiológico:

- LA DURACIÓN: se define como el tiempo desde la deflexión inicial al retorno a la línea de base y refleja el número y dispersión espacial de las fibras musculares de la UM. Los valores normales medios se hallan entre 5 y 15 mseg, pero varían para cada músculo, edad y temperatura.
- LA AMPLITUD DEL PAUM: se mide entre pico y pico y corresponde a la actividad de un relativo escaso número de fibras musculares cercanas a la punta de la aguja. Normalmente mide entre 200 microV. y 2-3 mV. Sin embargo, cuando existe reinervación colateral (agrupación por tipos en el estudio histoquímico del músculo), el mayor número de fibras de la misma UM agrupadas en un territorio causa un aumento de la amplitud del PAUM. En los estudios con electrodo de monofibra se observa en este caso un aumento de la *Densidad de Fibras*.
- LAS FASES DEL PAUM: Corresponden al número de cruces por la isoelectrónica más uno, es decir, la cantidad de porciones a uno y otro lado de la línea de base. La polifasia se asocia a UM con distribución espacial irregular, tanto por crecimientos axonales reinervantes (neurógeno, amplitud aumentada) como por pérdida parcial de fibras musculares (miopatías, amplitud disminuida). En el músculo normal, el número de PAUM polifásicos no deben sobrepasar el 10-15%. El número de puntas, *Turns* o cambios en la dirección del potencial que no llegan a cruzar la línea de base tienen el mismo significado que la polifasia y pueden ser cuantificados por métodos automáticos relacionándolos con la amplitud media del trazado EMG.

- **LA ESTABILIDAD DE UN PAUM:** Consiste en la constancia en su morfología en sus sucesivas excitaciones. Disminuye en los casos en que existen trastornos en la propagación del impulso en las arborizaciones terminales (fases iniciales de la reinervación, denervación en curso) o en la transmisión neuromuscular (Miastenia Gravis). Puede ser observada fácilmente aplicando filtraje de bajas frecuencias en el registro con aguja coaxial y mediante el uso de línea de disparo y retraso de señal. Sin embargo, su cuantificación ha sido establecida mediante la aguja de monofibra y la medición sistematizada del (variabilidad en la interlatencia entre dos potenciales de sendas fibras de la misma UM activadas voluntariamente) o a partir de microestimulación axonal con determinación de la variabilidad de latencia entre la estimulación y la contracción de las fibras musculares (*por estimulación*).

El reclutamiento de PAUM, como se muestra en la figura 60, al aumentar el grado de contracción voluntaria es anormal, permitiendo observar el aumento de frecuencia de los PAUM activos (aceleración) que no es ocultado por nuevos PAUM que se sumen a la contracción para conseguir un mayor grado de fuerza.

En las miopatías, los PAUM son de baja amplitud como corresponde a la pérdida de fibras activas de la UM. Adquieren además carácter polifásico por su irregularidad espacial. Sin embargo, al no existir pérdida en el número de UM funcionantes, los patrones de contracción demuestran abundante actividad eléctrica, es decir, numerosos PAUM, aunque de pequeño tamaño. (*BAPP: breves, abundantes, pequeños, polifásicos*)

Figura 61. Reclutamiento de potenciales de acción al moverse el miembro inferior a 500 uV 10mseg

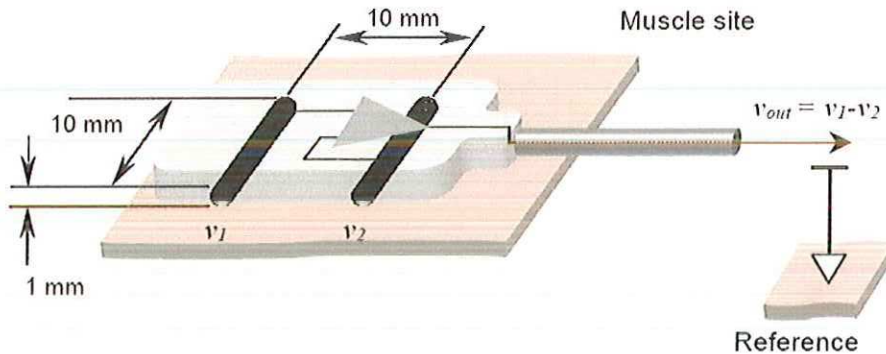


Fuente: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL ELECTRÓNICO PARA UNA PRÓTESIS ROBÓTICA PROTOTIPO DE MIEMBRO

3.4.2 Electrodo de superficie para EMG

Los electrodos se comportan conforme al siguiente modelo eléctrico de los mismos:

Figura 62. Electrodo diferencial doble (a)



Fuente: Delsys [En Línea]. Disponible en internet: <http://www.delsys.com/library/tutorials.html>

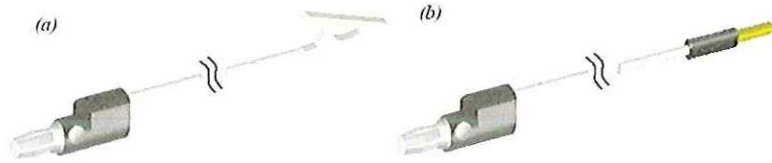
La señal EMG es el resultado del potencial diferencial entre v_1 y v_2 sobre la superficie de la piel (para un solo electrodo).

Cuando se utiliza un electrodo diferencial doble, las señales EMG originadas por la fuente permanecen relativamente incambiables a través de las tres barras de contactos cuando se compara con la señal EMG originada inmediatamente bajo las barras. El componente V_x es cancelado en la doble amplificación diferencial. Se aprecia un potencial EMG presente en el contacto del medio que es común para $\square V_1$ como $\square V_2$ causando un aumento de la amplitud de la señal aproximadamente de 1.5 veces la señal obtenida con el electrodo diferencial sencillo.

- EL CABLE DEL ELECTRODO DE REFERENCIA

Existen dos tipos de cable de referencia generalmente encontrados en el mercado. Son conexiones de un solo cable con un conector de Banana sobre un extremo y en el otro extremo un caimán o un conector macho para usarlo con un electrodo de disco adhesivo.

Figura 63(a). Electrodo de referencia con caimán 63(b). Electrodo de referencia con aguja



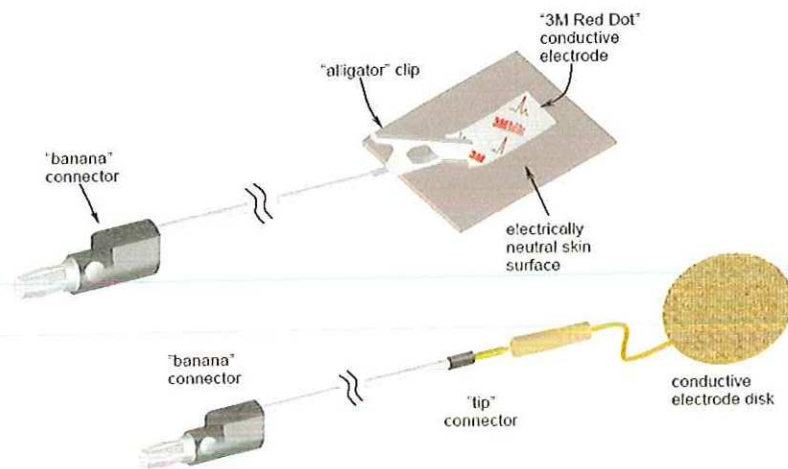
Fuente: Delsys [En Línea]. Disponible en internet: <http://www.delsys.com/library/tutorials.html>

• CONEXIÓN DEL ELECTRODO DE REFERENCIA

El tener una conexión de alta calidad eléctrica entre el electrodo de referencia y la piel es muy importante para tener una señal EMG confiable y una conexión electrodo EMG-piel adecuada. Solo una referencia es necesaria para recoger la señal EMG, y el lugar de colocación debe tener un área inactiva eléctricamente sobre la superficie de la piel.

El proyecto y su dispositivo EMG, posee un electrodo de referencia del tipo desechable, como una solución económica, mientras el disco provee una conexión robusta y conductiva. Todos los electrodos poseen un adhesivo con un grado de conductividad médica. El electrodo EMG, es optimizado con una correcta preparación de la piel, el cual incluye el afeitar el bello sobre el área de prueba, y limpiar la piel con alcohol isopropílico. No existe una referencia específica para seleccionar los electrodos, simplemente deben poseer las características para la medición de señales EMG, acreditado por el fabricante.

Figura 64. Electrodo de referencia



Fuente: Delsys [en línea]. Disponible en internet:
<http://www.delsys.com/library/tutorials.html>

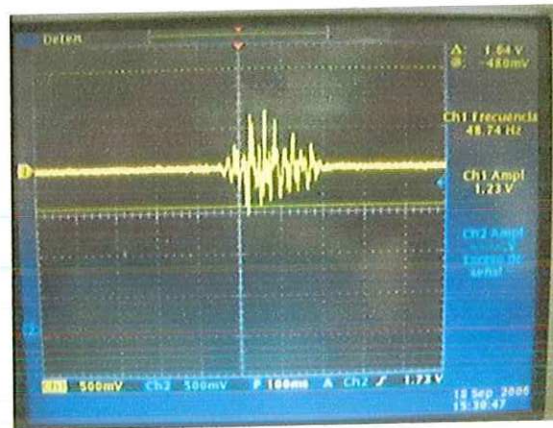
3.5 PROCESAMIENTO DIGITAL DE LAS SEÑALES MIOELECTRICAS.

3.5.1 Extracción de las características

“La extracción de características es un paso importante en el proceso de reconocimiento de patrones. En el caso de las señales EMG, un patrón está representado por una señal $x(t)$ en el dominio del tiempo, como la que se muestra en la figura 65.

Normalmente las señales en el tiempo son de duración limitada y se encuentran muestreadas y convertidas en formato digital. En tales situaciones es más apropiado representar un patrón como una secuencia de tiempo finita $x[1], x[2], \dots, x[n]$. El presentar esta secuencia directamente al clasificador no es práctico debido al gran número de entradas y a la aleatoriedad de la señal. Por lo tanto, la secuencia $x(n)$ debe ser reducida a un vector $x = (x_1, x_2, \dots, x_d)$, con $d \ll n$, llamado vector de características, el cual caracteriza la señal y permite que el clasificador presente un entrenamiento estable, y se logre una clasificación con un buen porcentaje de acierto.

Figura 65. Señal mioeléctrica en el dominio del tiempo



Fuente: Autores del proyecto

“Se pueden considerar generalmente dos métodos para la extracción de características: aproximación paramétrica y no paramétrica. Dentro de la aproximación paramétrica se tienen modelos tales como AR (autoregressive model), MA (moving average) y ARMA. En la aproximación no paramétrica se consideran generalmente dos métodos: aproximación temporal y aproximación espectral, aunque también pueden ser considerados métodos de aproximación tiempo-frecuencia.” [20]

A continuación se analizarán las características encontradas para un conjunto de datos electromiográficos”.

3.5.2 Aproximación temporal

“El comportamiento de una señal en el dominio del tiempo puede entregar características significativas que dan una idea del comportamiento frecuencial de la señal y de su intensidad.

Para este caso se utilizaron cuatro características:

- Valor Medio Absoluto
- Cruces por cero
- Cambio de pendiente
- Longitud de la onda

➤ Valor medio absoluto

Un estimado del valor medio absoluto de la señal x en el segmento i de N muestras está dado por:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |x_k|$$

➤ **Cruces por cero**

Una idea de la frecuencia de una señal puede ser obtenida a partir del número de veces que la señal pasa por cero. Un umbral ϱ debe ser definido para reducir los cruces por cero por consecuencia del ruido. Dadas dos muestras consecutivas x_k y x_{k+1} se incrementa el conteo de cruces por cero si:

$$x_k > 0 \text{ y } x_{k+1} < 0$$

ó

$$x_k < 0 \text{ y } x_{k+1} > 0$$

y

$$|x_k - x_{k+1}| \geq \varrho$$

➤ **Cambio de pendiente**

Otra característica que puede dar idea del contenido de frecuencia de una señal puede ser el número de veces que cambia la pendiente de una señal. De nuevo, es recomendable seleccionar un umbral para reducir los cambios de pendiente inducidos por el ruido. Dadas tres muestras consecutivas x_{k-1} , x_k y x_{k+1} , el cambio de pendiente es incrementado si:

$$x_k > x_{k-1} \text{ y } x_k > x_{k+1}$$

ó

$$x_k < x_{k-1} \text{ y } x_k > x_{k+1}$$

y

$$|x_k - x_{k-1}| \geq \varrho \text{ ó } |x_k - x_{k+1}| \geq \varrho$$

➤ **Longitud de onda**

Una característica que provee información acerca de la complejidad de una señal en un segmento, está definida por la longitud de la onda. Esto es simplemente el acumulado de la distancia entre dos muestras consecutivas definidas como:

$$l_0 = \sum_{k+1}^N |x_k + x_{k+1}|$$

Asumiendo que el tiempo entre muestras es muy pequeño. El valor resultante da una idea de la amplitud, frecuencia y duración de la onda en un solo valor.

A partir de los algoritmos anteriores se creó un vector de características para la representación de los tipos de movimiento con base en la señal EMG analizada" [21].

3.5.3 Modelo paramétrico AR

Se conoce que una señal EMG adquirida a través de electrodos de superficie puede ser considerada como la salida de un filtro pasa bajo que representa al músculo y las fibras musculares, con la salida del filtro aproximadamente Gausiana. Debido a que el filtro óptimo para un proceso Gausiano es un filtro lineal, se pueden escoger modelos AR (autoregressive model), MA (moving average) y ARMA, pero debido al bajo costo computacional que tienen los modelos AR y a [23] y [22] que establecen que este modelo representa la mejor aproximación de la señal EMG.

➤ Modelo AR

El modelo AR se encuentra definido como [24]:

$$X(n) = \sum_{i=1}^P a_i + x(n-i) + e(n)$$

Donde $x(n)$ es la señal EMG, así son los coeficientes, P denota el orden del modelo, y $e(n)$ un término de error.

Este modelo es igual al de un filtro FIR, por lo que tanto los coeficientes de este modelo como los de un filtro FIR del mismo orden son iguales.

➤ Modelo AR utilizando el método de Burg

Utiliza el método de Burg [24] para encontrar un modelo autoregresivo (AR) de orden P de la señal de entrada x , minimizando por el método de mínimos cuadrados el error de predicción mientras se encuentran los parámetros que satisfagan la recursión de Levinson-Durbin.

Los coeficientes normalizados del modelo $A(z)$ se encuentran multiplicando potencias descendentes de z .

Este modelo se encuentra definido como:

$$H(z) = \frac{\sqrt{e}}{a_z} = \frac{\sqrt{e}}{1 + a_2 z^{-1} + a_3 z^{-2} \dots \dots a_{p+1} z^{-p}}$$

Donde e es un estimado de la varianza de la señal de entrada.

➤ **Modelo AR utilizando el método de la covarianza**

Utiliza el método de la covarianza [24] para encontrar un modelo autoregresivo (AR) de orden P de la señal de entrada x , minimizando por el método de mínimos cuadrados el error de predicción. Los coeficientes normalizados del modelo $A(z)$ se encuentran multiplicando potencias descendentes de z .

Este modelo se encuentra definido como:

$$H(z) = \frac{\sqrt{e}}{a_z} = \frac{\sqrt{e}}{1 + a_2z^{-1} + a_3z^{-2} \dots \dots \dots a_{p+1}z^{-p}}$$

Donde e es un estimado de la varianza de la señal de entrada

➤ **Modelo AR utilizando el método de Yule-Walker**

Utiliza el método de Yule-Walker [24] el cual es también llamado método de la autocorrelación para encontrar un modelo autoregresivo (AR) de orden P de la señal de entrada x , minimizando por el método de mínimos cuadrados el error de predicción. La formulación conduce a las ecuaciones de Yule-Walker que se solucionan utilizando la recursión de Levinson-Durbin. Los coeficientes normalizados del modelo $A(z)$ se encuentran multiplicando potencias descendentes de z .

Este modelo se encuentra definido como:

$$H(z) = \frac{\sqrt{e}}{a_z} = \frac{\sqrt{e}}{1 + a_2z^{-1} + a_3z^{-2} \dots \dots \dots a_{p+1}z^{-p}}$$

Donde e es un estimado de la varianza de la señal de entrada.

3.5.4 Aproximación espectral

Las señales electromiográficas presentan un contenido espectral que puede dar una idea del tipo de movimiento que se está realizando. Una forma tradicional para caracterizar una señal x es a través de la función $P(f)$ conocida como la densidad del espectro de potencia (PSD).

Para la obtención de las características de las señales EMG en este proyecto se utilizaron dos métodos:

- Periodograma
- Espectrograma

➤ Periodograma

Una forma de estimar la densidad del espectro de potencia (PSD) de una señal es simplemente encontrar la transformada discreta de Fourier (usualmente hecha con FFT) y tomar la magnitud al cuadrado del resultado. Este estimado es llamado Periodograma [24].

El Periodograma estimado del PSD de una señal x de longitud N es:

$$P(k) = \frac{|X(k)|^2}{N}, k = 1, \dots, N$$

Donde $X(k)$ son los coeficientes de la FFT y están definidos como:

$$P(k) = \sum_{n=1}^N x[n] e^{-j2\pi(k-1)\frac{n-1}{N}}$$

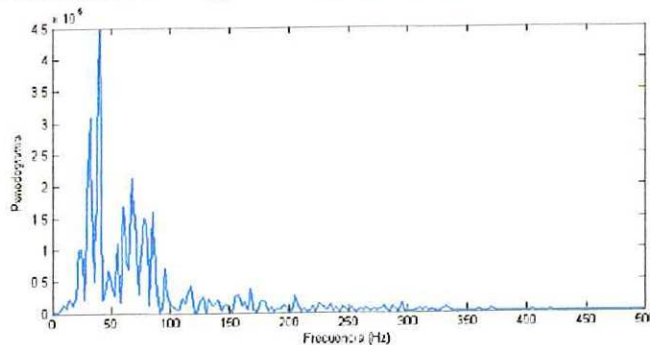
Y donde la frecuencia f_k para cada componente del PSD se puede hallar como:

$$f(k) = \frac{k f_s}{N}$$

Donde f_s es la frecuencia de muestreo

En la figura 66 se observa la densidad del espectro de potencia calculada sobre una señal EMG utilizando el Periodograma.

Figura 66. PSD utilizando Periodograma en una señal EMG



Fuente: DU, S.; VUSKOVIC, M.; Temporal vs. Spectral Approach to Feature Extraction from Prehensile EMG Signals. 2003

➤ Espectrograma

Debido a la estructura temporal que poseen las señales EMG, Hannaford y otros [25] calcularon la transformada de Fourier dependiente del tiempo para una señal, usando una ventana deslizante. Esta forma de transformada de Fourier, también se conoce

como STFT (Short Time Fourier Transform). La STFT puede ser expresada usando una ventana más corta que la longitud total de la señal, y que puede ser posicionada arbitrariamente a lo largo de la secuencia de tiempo, así:

$$S(f, t) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]w[n-t]e^{-j2\pi ft}$$

Donde x es la señal de longitud N , y w es la ventana.

El espectrograma es la magnitud de esta función.

3.5.5 Aproximación con Wavelet Packets

La transformada de Fourier de una señal $f(t)$ está generalmente definida por:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt$$

“Cuando $f(t)$ es medida sobre un intervalo finito de tiempo T , y muestreada cada intervalo de tiempo τ . La transformada de Fourier puede ser vista también como un banco de N filtros (donde $N = T/\tau$). Los filtros cubren la región de frecuencia $[-\pi/\tau, \pi/\tau]$, cada uno con ancho de banda de $\Delta\omega = 2\pi/T$. La distribución de energía de $f(t)$ sobre el intervalo de frecuencia es $|F(\omega)|$, y $\int_{-\pi/\tau}^{\pi/\tau} |F(\omega)|^2 d\omega$ es la energía de $f(t)$. Note que $F(\omega)$ no contiene ninguna información en el tiempo” [26].

La transformada Wavelet (TW) fue desarrollada para mantener tanto las propiedades frecuenciales como las temporales de una señal. Este análisis es basado en un conjunto completo de funciones (llamadas wavelets) que se pueden ubicar tanto en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia. La TW de $f(t)$ está dada en función de dos parámetros a y b , donde a representa la escala de frecuencia, y b indica la ubicación en el tiempo de la wavelet [27], así:

$$W(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \partial_{a,b}(t) dt$$

Con

$$\partial_{a,b}(t) = \partial \frac{t-b}{a}$$

Donde $\partial(t)$ es llamada wavelet madre y $\partial_{a,b}(t)$ es la wavelet escalada y trasladada.

Note que $\partial_{a,b}(t)$ reemplaza el término $e^{-j\omega t}$ en la transformada de Fourier. Sin embargo, a diferencia de la transformada de Fourier, existen

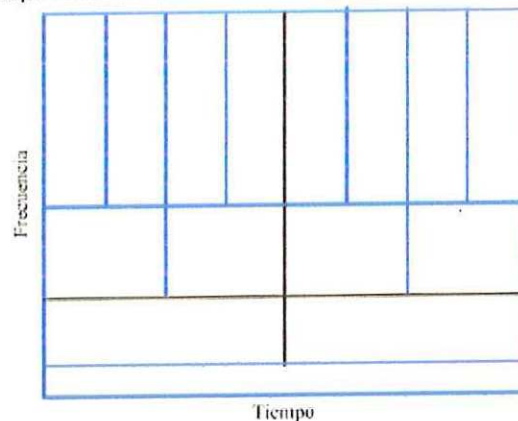
numerosas wavelets madre, y $\vartheta(t)$ puede ser escogida de acuerdo al problema.

Para una señal $f(t)$ medida sobre un intervalo finito de tiempo T , y muestreada cada intervalo de tiempo τ , la TW puede ser vista también como un banco discreto de filtros.

➤ Transformada Wavelet discreta

Para el caso de la transformación discreta debemos tomar en cuenta un muestreo que convierta la señal continua en discreta. El muestreo que se utiliza está basado en el Análisis de Multiresolución (AMR) que es un análisis de la señal a estudiar de tal forma que cada componente de frecuencia es analizada con una resolución diferente. En general, las ventajas que ofrece este método es que, con el uso de wavelets a altas frecuencias se tiene una buena resolución en tiempo y poca resolución en frecuencia, mientras que para bajas frecuencias los resultados son buena resolución en frecuencia y poca resolución en tiempo [28], ver figura (67)

Figura 67. Plano tiempo frecuencia



Fuente: FRANCO BAQUERO, John F. Reconocimiento de Patrones de Movimiento del Sistema Fisiológico. Universidad Tecnológica de Pereira, 2004

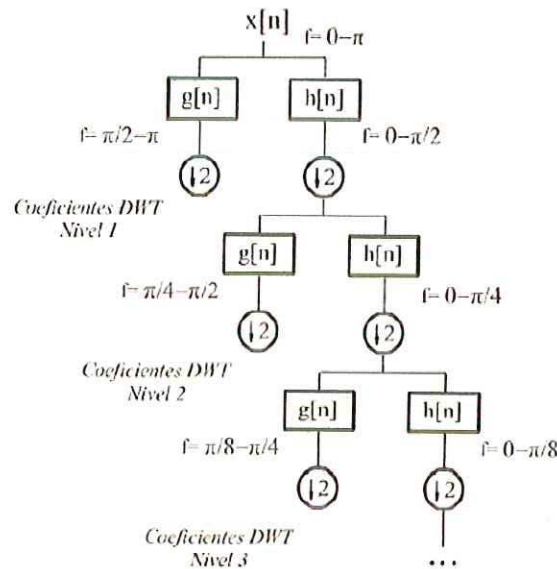
Se entiende por resolución el número de niveles de descomposición en el dominio de las wavelets. Este muestreo se realiza en base a una serie de filtros pasa altas y filtros pasa bajas. Y de este modo se van obteniendo las muestras de bajas y altas frecuencias. Para esta labor se han diseñado un par de términos importantes que son el submuestreo (downsampling) y sobremuestreo (up sampling) que propiamente se refieren al sentido en el que se realiza el muestreo. El submuestreo se refiere a reducir el número de muestras, mientras que el sobremuestreo se refiere a incrementar el número de las mismas.

En contraste con la transformada de Fourier, los filtros de la transformada wavelet no tienen el mismo ancho de banda. Los filtros varían desde el más angosto $\phi\omega_{\min} = \pi/T$ hasta el más ancho $\phi\omega_{\max} = \pi/2\tau$, el cual es la mitad del dominio de la frecuencia.

El ancho de banda del filtro está determinado por el valor del parámetro de escala a :

$\phi\omega = \pi/a\tau$. Los valores discretos de a son del tipo $a = 2^i$ (donde $i = 1, 2, \dots, L$ y $L = \log_2(N)$). En la figura 68 se observa el proceso de filtrado. Allí se puede apreciar como ingresa la señal a analizar a un par de filtros, uno de ellos es pasa bajo y el otro pasa alto, los cuales se identifican por la especificación de ancho de banda de la señal a la salida de cada uno, la cual va de la mitad del ancho de banda de la señal de entrada a uno de los extremos. El filtro pasa alto es representado por $g(n)$, mientras que el pasa bajo es $h(n)$.

Figura 68. Banco de filtros



Fuente: FRANCO BAQUERO, John F. Reconocimiento de Patrones de Movimiento del Sistema Fisiológico. Universidad Tecnológica de Pereira, 2004

La salida de ambos filtros se vuelve a enviar a otro par de filtros de las mismas características.

De este modo se va reduciendo el ancho de banda de la señal y eso se traduce en la reducción a la mitad de la resolución. Lo que significa que a mayor número de etapas de filtrado se tendrá una mayor resolución en frecuencia. Conforme se van agregando las etapas de filtrado se va aumentando el nivel J de descomposición de la señal. [28]

Como la idea del análisis de multiresolución es determinar una señal $x(n)$ como un límite de aproximaciones sucesivas, las diferencias entre las dos aproximaciones sucesivas en la resolución 2^{j-1} y 2^j dan los detalles de la señal en la resolución 2^j . En otras palabras, después de elegir una resolución inicial J , cualquier señal $x(n) \in L_2(\mathbb{R})$ puede ser expresada como [22].

$$x(n) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} c_{j,k} \phi_{j,k}(n) + \sum_{j=J}^{\infty} d_{j,k} \sum_{k=J}^{\infty} d_{j,k} h_{j,k}(n)$$

Donde los detalles o coeficientes wavelets $d_{j,k}$ son definidos por:

$$d_{j,k} = \frac{1}{2^{j/2}} \int_{-\infty}^{\infty} x(n) h_{j,k}(2^{-j}n - k) dn$$

Y las aproximaciones o coeficientes escala $c_{j,k}$ se expresan de la siguiente manera:

$$c_{j,k} = \frac{1}{2^{j/2}} \int_{-\infty}^{\infty} x(n) \phi_{j,k}(2^{-j}n - k) dn$$

Donde ϕ es conocida como la función de escalamiento, que está directamente relacionada con la wavelet madre ψ , tal que:

$$\int \phi_{j,k}(n) \phi_{j,k}(n) dn = 0$$

$$\phi(n) = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_n (-1)^k h(1-k) \phi(n-k)$$

Teniendo en cuenta que los coeficientes $h(k)$ están definidos como $h(k) = -\phi(n)$, $\sqrt{2}\phi(2n - k)$, y los coeficientes $g(k)$ están definidos como $g(L-1-k) = (-1)^k h(k)$ donde L es el número de elementos de $h(k)$. Estos filtros se conocen como filtros espejo en cuadratura (quadrature mirror filters) y pertenecen a la familia de filtros FIR.

La salida de los filtros se puede expresar como:

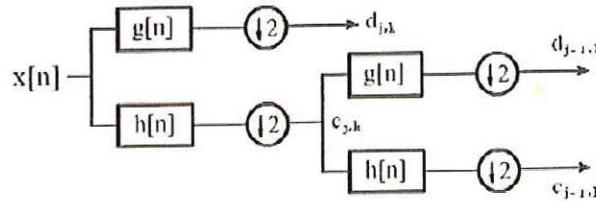
$$y_a(k) = \sum_n x(n) g(-n + 2k)$$

Y

$$y_b(k) = \sum_n x(n) h(-n + 2k)$$

Donde y_a y y_b son las salidas de los filtros pasa alto y pasabajo respectivamente. De este modo y cumpliendo las características requeridas se puede analizar una señal continua a la que previamente se realizó un muestreo para hacerla discreta. De esta manera se realiza el análisis de multiresolución de la señal $x(n)$ expresándola en términos de los coeficientes de Wavelets y los coeficientes de escala. Este proceso es el que se mostró en la figura 68 y se muestra simplificado en la figura 69. El símbolo $\downarrow 2$ significa que se hace la operación de submuestreo a la mitad de la frecuencia

Figura. 69 Análisis multiresolución de la señal $x(n)$



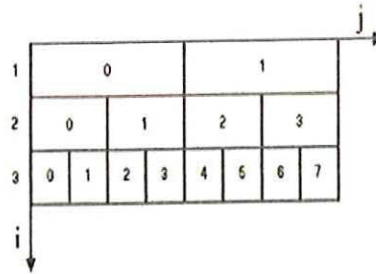
Fuente: FRANCO BAQUERO, John F. Reconocimiento de Patrones de Movimiento del Sistema Fisiológico. Universidad Tecnológica de Pereira, 2004

➤ Descomposición con Wavelets Packets

La descomposición con wavelet packets generaliza el concepto de filtrado de la transformada wavelet, pero se diferencia de la TW en que tanto los coeficientes de aproximación como los de detalle son descompuestos para cada nivel, con lo cual se genera una estructura de árbol [14].

Para cada etapa en la descomposición, el algoritmo wavelet packets divide el plano tiempo frecuencia en rectángulos de área constante. En cada nivel i , el algoritmo wavelet packets divide el dominio en 2^i bloques adyacentes, todos de igual ancho de banda. Por ejemplo el bloque $i = 2, j = 1$ cubre la región de frecuencia $[W/4, W/2]$, donde $W = \pi/\tau$ es el ancho de banda total. Cada paquete en este bloque tiene un ancho $\phi t = 4\tau$ [28], ver figura 70.

Figura 70. División del dominio de la frecuencia por la descomposición con wavelets packets



Fuente: FRANCO BAQUERO, John F. Reconocimiento de Patrones de Movimiento del Sistema Fisiológico. Universidad Tecnológica de Pereira, 2004

3.6 RECONOCIMIENTO DE PATRONES

3.6.1 CONCEPTO

El reconocimiento de patrones, también llamado lectura de patrones, identificación de figuras y reconocimiento de formas [29] es el reconocimiento de patrones en señales. No sólo es un campo de la informática sino un proceso fundamental que se encuentra en casi todas las acciones humanas.

El punto esencial del reconocimiento de patrones es la clasificación: se quiere clasificar una señal dependiendo de sus características. Señales, características y clases pueden ser de cualquiera forma, por ejemplo se puede clasificar imágenes digitales de letras en las clases «A» a «Z» dependiente de sus píxeles o se puede clasificar ruidos de cantos de los pájaros en clases de órdenes aviares dependiente de las frecuencias.

El objetivo es clasificar patrones con base en un conocimiento a priori o información estadística extraída de los patrones. Los patrones a clasificar suelen ser grupos de medidas u observaciones, definiendo puntos en un espacio multidimensional apropiado.

Un sistema de reconocimiento de patrones completo consiste en un sensor que recoge las observaciones a clasificar, un sistema de extracción de características que transforma la información observada en valores numéricos o simbólicos, y un sistema de clasificación o descripción que, basado en las características extraídas, clasifica la medición.

La clasificación utiliza habitualmente uno de las siguientes procedimientos: clasificación estadística (o teoría de la decisión), clasificación sintáctica (o estructural). El reconocimiento estadístico de patrones está basado en las características estadísticas de los patrones, asumiendo que han sido generados por un sistema probabilístico. El reconocimiento estructural de patrones está basado en las relaciones estructurales de las características.

Para la clasificación se puede usar un conjunto de aprendizaje, del cual ya se conoce la clasificación de la información a priori y se usa para entrenar al sistema, siendo la estrategia resultante conocida como aprendizaje supervisado. El aprendizaje puede ser también no supervisado, el sistema no tiene un conjunto para aprender a clasificar la información a priori, sino que se basa en cálculos estadísticos para clasificar los patrones.

Entre las aplicaciones del reconocimiento de patrones son el reconocimiento de voz, la clasificación de documentos (por ejemplo spam/no spam), el reconocimiento de escritura, reconocimiento de caras humanas y muchas más. Los dos últimos ejemplos son representativos del análisis de imágenes, un subconjunto del reconocimiento de patrones que toma imágenes digitales como entradas del sistema.

ELEMENTOS DEL RECONOCIMIENTO DE PATRONES

- **Patrones:**
 - Tras los procesos de segmentación, extracción de características y descripción, cada objeto queda representado por una colección (posiblemente ordenada y estructurada) de descriptores, denominada **patrón**:
 - En los problemas de reconocimiento, cada patrón se supone perteneciente a una categoría o clase.
 - El sistema de reconocimiento debe asignar cada objeto (de interés) a su categoría.
- **Reconocimiento o clasificación:** proceso por el que se asigna una "etiqueta", que representa una clase, a un patrón concreto.
- **Clase:** conjunto de entidades que comparten alguna característica que las diferencia de otras.
- **Clase de rechazo:** conjunto de entidades que no se pueden etiquetar como ninguna de las clases del problema.
- **Extractor de características:** subsistema que extrae información relevante para la clasificación a partir de las entidades cuantificables.
- **Clasificador:** subsistema que utiliza un vector de características de la entidad cuantificable y lo asigna a una de M clases.
- **Evaluación del error de clasificación:** "error de clasificación", "tasa de error empírica", "tasa de rechazo empírica", "conjunto de datos independientes".
- **Falso rechazo (falso negativo) y falsa aceptación (falso positivo):** para problemas de 2 clases estas definiciones reflejan la importancia de una decisión contra la opuesta. El sistema de clasificación se puede "sintonizar" para que trabaje ponderando un tipo de error sobre el otro.

Para el reconocimiento automático, es importante que:

- Patrones que describen objetos de una misma clase, presenten características similares.
- Patrones que describen objetos de diferentes clases presenten características diferenciadas.

Tipos de patrones:

- Vectores $X = (x_1 + x_2 + x_3 + \dots + x_n)^T$
- Cadenas
- Árboles

PATRONES VECTORIALES

Ejemplo: Clasificación de tipos de Iris (flores)

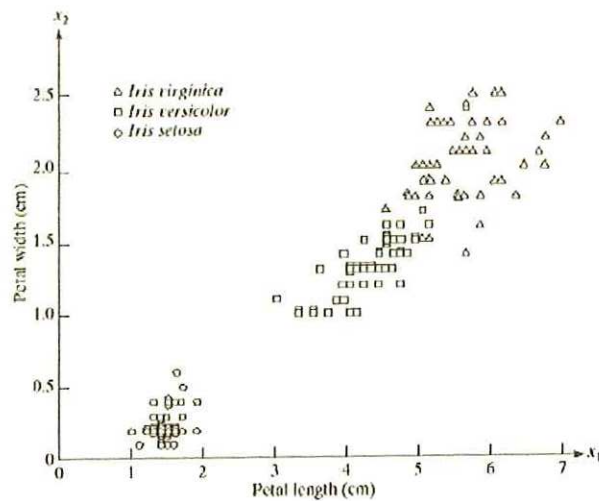
- Tres categorías.
- Patrones bidimensionales.
 - Longitud del pétalo.
 - Anchura del pétalo.

Figura 71. Iris Setosa, Iris Versicolor, Iris Virginica



Fuente: <http://www.et.ethz.ch/eTutorials./evim/datein/u3/irisbilder.htm>

Figura 72. Representación de clasificación de patrones vectoriales



Fuente: <http://www.et.ethz.ch/eTutorials./evim/datein/u3/irisbilder.htm>

Los descriptores utilizados sirven para discriminar iris setosa de las otras dos, pero no para discriminar entre iris virginica e iris versicolor.

PATRONES ESTRUCTURADOS (cadenas)

Codifican relaciones (espaciales o de otro tipo) entre componentes del objeto o descriptores.

Ejemplo: Reconocimiento de huellas dactilares

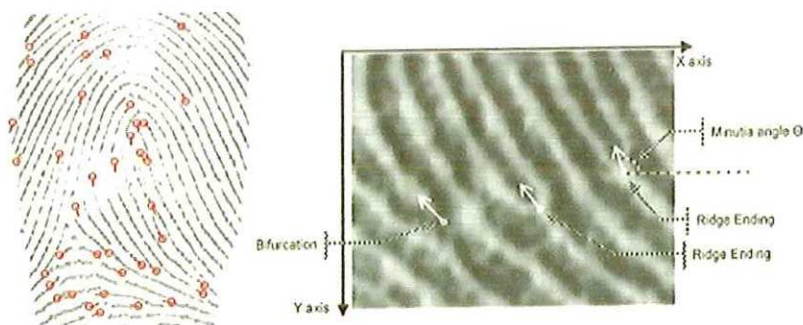
- Los algoritmos de reconocimiento suelen basarse en la detección de las minucias (minutiae), las cadenas (ridges) que forman, y su relación entre ellas.

Figura 73. Características de una huella dactilar.



Fuente: <http://perso.wanadoo.fr/fingerchip/index.htm>

Figura 74. Representación de clasificación de una huella dactilar



Fuente: <http://perso.wanadoo.fr/fingerchip/index.htm>

PATRONES TIPO ARBOL

Cada rama codifica una relación "compuesto de"

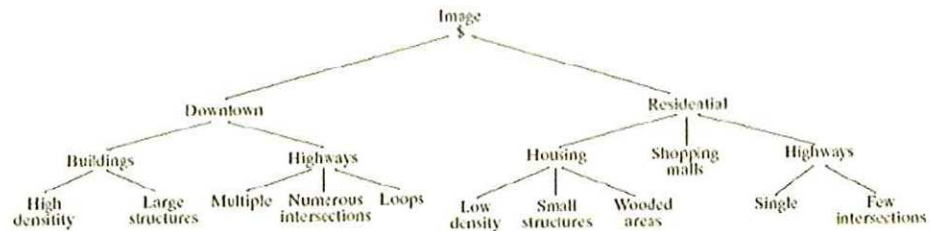
Ejemplo: Imagen de Satélite.

Figura 75. Imagen captada por un satélite



Fuente: José Luis Alba - Universidad de Vigo; Jesus Cid - Universidad Carlos III

Figura 76. Representación del patrones tipo árbol para la imagen de un satélite



Fuente: José Luis Alba - Universidad de Vigo; Jesus Cid - Universidad Carlos III

MÉTODOS DE RECONOCIMIENTO DE PATRONES:

- **Adaptación**
 - Representan cada clase mediante un patrón prototipo
 - Clasificador de mínima distancia
 - Adaptación por Correlación.
- **Clasificadores estadísticamente óptimos**
 - Se fundamentan en la teoría de la decisión estadística.
 - Clasificador Bayesiano para clases Gausianas.
- **Redes neuronales**
 - Se fundamentan en la teoría del aprendizaje estadístico
 - Perceptrón para dos clases.
 - Perceptrón multicapa.

3.6.2 Clasificación de patrones mediante la adaptación.

También llamada clasificación mediante funciones discriminantes, utiliza un algoritmo que busca funciones o vectores discriminantes, esto es, combinaciones lineales (ADL) o cuadráticas (ADC) de las variables originales que maximizan la varianza entre clases, a la vez que minimizan las varianzas inter-clases.

Para construir el modelo es necesario asignar los objetos del conjunto de entrenamiento a una clase dada. Para ello, se añade una variable categórica a la matriz de datos conteniendo tantas clases como sean necesarias.

Tomemos un ejemplo: Queremos clasificar el café en grano en dos clases. La variable categórica es "TIPO" que contiene las clases "Robusta" y "Arábica". El (ADL) estima los coeficientes a_1, a_2, \dots, a_m , de la función discriminante lineal $f = a_1x_1 + a_2x_2 + \dots + a_mx_m$ que es capaz de predecir la pertenencia de los objetos a una u otra categoría. Por encima de un cierto valor de f , el objeto queda clasificado como "arábica", y por debajo de dicho valor se considera que la clase es "robusta".

La clasificación de objetos se hacen en función de sus probabilidades de pertenencia a una u otra clase: un objeto queda clasificado dentro de la clase para la que se obtiene la mayor probabilidad. La región crítica o frontera que separa dos clases es una recta, o un plano o hiperplano, donde se igualan las probabilidades de pertenencia a una u otra clase, esta línea recta o plano es ortogonal a la función discriminante encontrada. [30]

3.6.3 Adaptación por correlación

➤ Que es correlación

En probabilidad y estadística, la correlación indica la fuerza y la dirección de una relación lineal entre dos variables aleatorias. Se considera que dos variables cuantitativas están correlacionadas cuando los valores de una de ellas varían sistemáticamente con respecto a los valores homónimos de la otra: si tenemos dos variables (A y B) existe correlación si al aumentar los valores de A lo hacen también los de B y viceversa. La correlación entre dos variables no implica, por sí misma, ninguna relación de causalidad.

Fuerza, sentido y forma de la correlación

La relación entre dos variables cuantitativas queda representada mediante la línea de mejor ajuste, trazada a partir de la nube de puntos. Los principales componentes elementales de una línea de ajuste y, por lo tanto, de una correlación, son la fuerza, el sentido y la forma:

La fuerza mide el grado en que la línea representa a la nube de puntos: si la nube es estrecha y alargada, se representa por una línea recta, lo que indica que la relación es *fuerte*; si la nube de puntos tiene una tendencia elíptica o circular, la relación es *débil*.

El sentido mide la variación de los valores de B con respecto a A: si al crecer los valores de A lo hacen los de B, la relación es *positiva*; si al crecer los valores de A disminuyen los de B, la relación es *negativa*.

La forma establece el tipo de línea que define el mejor ajuste: la línea recta, la curva monótonica o la curva no monótonica [30].

Coefficientes de correlación

Existen diversos coeficientes que miden el grado de correlación, adaptados a la naturaleza de los datos. El más conocido es el coeficiente de Pearson (introducido en realidad por Francis Galton), que se obtiene dividiendo la covarianza de dos variables por el producto de sus desviaciones estándar [31].

Coefficiente de correlación de Pearson

Coefficiente de correlación de Spearman

Correlación canónica

➤ **Propiedades del coeficiente de correlación**

- i) número sin dimensiones entre -1 y 1.
- ii) si las variables son independientes $r=0$. La inversa no es necesariamente cierta, aunque si las variables son normales bivariantes sí.
- iii) si las variables estuvieran relacionadas linealmente $r=1$

Un contraste que interesa realizar en un modelo II es $H_0: r=0$. Como

$$\alpha_1 = \rho \frac{\sigma_y}{\sigma_x}$$

Este contraste es totalmente equivalente al realizado sobre dicho coeficiente, aunque también hay tablas basadas en que una cierta transformación (de Fisher) de r se distribuye aproximadamente como una normal [32].

¿Qué mide r ?

Se puede demostrar una relación algebraica entre r y el análisis de la varianza de la regresión de tal modo que su cuadrado (*coeficiente de determinación*) es la proporción de variación de la variable Y *debida* a la regresión. En este sentido, r^2 mide el *poder explicatorio* del modelo lineal [32].

¿Qué no mide r ?

Para muestras mayores de 20 observaciones, podemos utilizar la siguiente aproximación a la distribución t de Student

$$t = \frac{\rho}{\sqrt{(1 - \rho^2)/(n - 2)}}$$

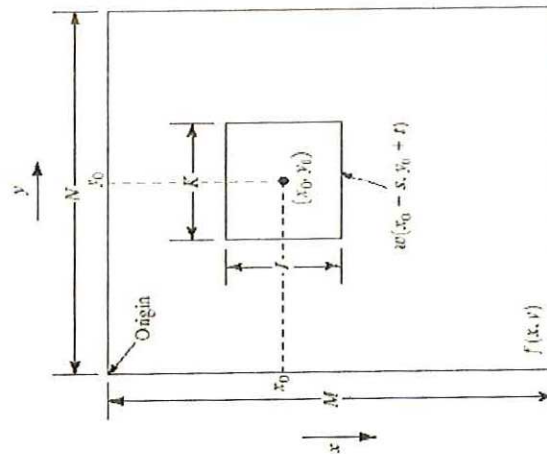
La interpretación de coeficiente de Spearman es igual que la del coeficiente de correlación de Pearson. Oscila entre -1 y +1, indicándonos asociaciones negativas o positivas respectivamente, 0 cero, significa no correlación pero no independencia. La tau de Kendall es un coeficiente de correlación por rangos, inversiones entre dos ordenaciones de una distribución normal bivalente [33].

➤ **Clasificación de patrones mediante la adaptación por correlación**

Los métodos de adaptación por correlación también se basan en la comparación de la imagen o patrón a clasificar con una o varias imágenes o patrones que caracterizan a cada clase. La clasificación de patrones mediante la adaptación por correlación es equivalente al de mínima distancia si los patrones están normalizados:

$$d_i(\mathbf{x}) = -2\mathbf{m}_i^T \mathbf{x} + \mathbf{m}_i^T \mathbf{m}_i \Rightarrow d'_i(\mathbf{x}) = \mathbf{m}_i^T \mathbf{x}$$

Figura 77. Clasificación por mínimas distancias



Fuente: <http://www.gts.tsc.uvigo.es/pi/Reconocimiento.pdf>

Se utiliza medidas de similitud basados en correlaciones.

$$c(x, y) = \sum_s \sum_t f(s, t) w(x + s, y + t)$$

En la clasificación por correlación el coeficiente de correlación proporciona una medida invariante frente a cambios en la amplitud.

- no mide la magnitud de la pendiente ("fuerza de la asociación")
- tampoco mide lo apropiado del modelo lineal

Potencia de los contrastes en regresión

Los contrastes se realizan en base al conocimiento de la distribución muestral del estadístico usado. En el caso de la regresión, las distribuciones usadas son la normal (para r) y la t de Student (para los coeficientes). Sólo para la normal es fácil el cálculo de la potencia, pero sabemos que la t tiende asintóticamente (para muestras grandes (>30 en la práctica) a la normal. Usaremos esto.

1- $\beta = p(\text{rechazar } H_0 | H_0 \text{ falsa})$

Supongamos que

$$\hat{\alpha}_1 = 3,87 \quad EE(\hat{\alpha}_1) = 2,51$$

asumamos normalidad ¿qué potencia tiene el contraste si α_1 fuera 5 (recordar que se necesita concretar H_1)?

¿Cuándo rechazamos H_0 al 95%?

Cuando

$$\frac{\hat{\alpha}_1}{EE(\hat{\alpha}_1)} > 1,96 \Rightarrow |\hat{\alpha}_1| > 1,96 EE(\hat{\alpha}_1)$$

en nuestro caso mayor que 4,92. Como no lo es, no rechazamos H_0 . Hay que calcular la probabilidad de encontrar

$$\hat{\alpha}_1 > 4,92$$

si α_1 fuera 5. Calculamos

$$z = \frac{4,92 - 5}{2,51} = -0,03$$

y lo miramos en la tabla de la normal 1- $\beta = 0,512 = 51,2\%$ [27].

➤ Coeficiente de correlación de Spearman

El Coeficiente de correlación de Spearman, ρ (rho), es una prueba no paramétrica que mide la asociación o interdependencia entre dos variables continuas. Para calcular ρ , los datos son ordenados y reemplazados por su respectivo orden [33].

El estadístico ρ viene dado por la expresión:

$$\rho = 1 - \frac{6 \sum D^2}{N(N^2 - 1)}$$

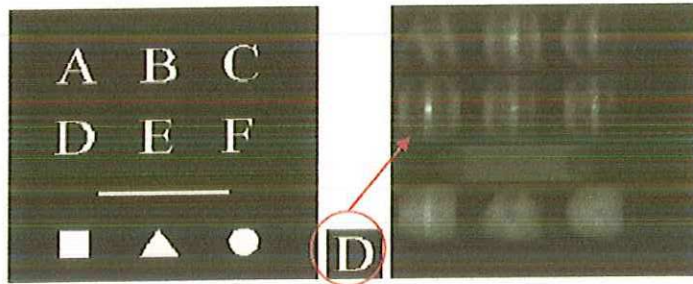
Donde D es la diferencia entre los correspondientes valores de $x - y$. N es el número de parejas.

Se tiene que considerar la existencia de datos idénticos a la hora de ordenarlos, aunque si éstos son pocos, se puede ignorar tal circunstancia

$$c(x,y) = \frac{\sum_s \sum_t (f(s,t) - \bar{f}(s,t)) (w(x+s,y+t) - \bar{w})}{\left[\sum_s \sum_t (f(s,t) - \bar{f}(s,t))^2 \right]^{1/2} \left[\sum_s \sum_t (w(x+s,y+t) - \bar{w})^2 \right]^{1/2}}$$

Donde los promedios de w se calculan sobre todo el patrón (habitualmente más pequeño que la imagen), mientras que los de f se calculan sobre la región en torno al píxel del tamaño del patrón.

Figura 78. Clasificación por correlación.



Fuente: <http://www.gts.tsc.uvigo.es/pi/Reconocimiento.pdf>

Otras normalizaciones (para obtener invarianzas respecto a cambios de escala u orientación) son posibles, pero a mayor complejidad. [33]

3.7 CONTROL ADAPTATIVO

3.7.1 CONCEPTO

adaptar.(Del lat. *adaptāre*). [35]

- Acomodar, ajustar algo a otra cosa
- Hacer que un objeto o mecanismo desempeñe funciones distintas de aquellas para las que fue construido.

En la lucha por la supervivencia sólo se perpetúan los mejor adaptados, nos quería decir Darwin en su teoría sobre la evolución de las especies. De la misma forma la ingeniería de control moderna procura dotar a sus individuos de la propiedad adaptiva que les permita un desempeño óptimo cuando las condiciones del medio (sistema) varían con regularidad.

Básicamente se trata de otorgarle al sistema de control una cierta capacidad de discernimiento que le permita juzgar su propio funcionamiento y aplicar las medidas correctivas necesarias a sus propios parámetros con el propósito de alcanzar el desempeño óptimo ante unas condiciones ambientales dadas.

Las primeras aproximaciones al control adaptivo llegaron a mediados del siglo pasado sin embargo el grado de complejidad y el nivel de organización interno requeridos no se podían conseguir con las herramientas del momento y fue necesario esperar al desarrollo computacional para poder realizar modelos y formular teorías acerca del mismo.

Fundamentalmente el control adaptivo se entiende como un sistema que pretende obtener las características deseadas de un sistema de referencia dado. También se puede visualizar como un regulador no-lineal de naturaleza autosintonizable.

HISTORIA DEL CONTROL ADAPTATIVO

Con la llegada de la Revolución Industrial en el siglo XIX se empezaron a presentar procesos de producción que requerían de sistemas de automatización cada vez más complejos.

Sin embargo no es hasta la primera guerra mundial cuando se empieza a desarrollar la ingeniería de control, esto debido a la necesidad de las grandes potencias de desarrollar armas de fuego y pilotos automáticos para naves aéreas y marítimas.

En la década de los 40 se hacen diversos estudios entre los que se destacan el del lugar geométrico de las raíces y los métodos de respuesta en frecuencia. La teoría moderna de control automático surge con la necesidad de controlar plantas que tenían más de una entrada y salida.

El control adaptivo en si, empieza a desarrollarse en los años 50 con algunos intentos fallidos al tratar de diseñar pilotos automáticos. Ya para los años 60 con el desarrollo de la teoría de control es que se logra un mejor entendimiento del control adaptivo.

El auge del control adaptivo llega en los años 70 cuando muchos investigadores se dan a la tarea de crear las bases teóricas de controladores adaptivos y es en esta época cuando se presentan las primeras aplicaciones exitosas en este campo. Se desarrolla la teoría de control adaptivo de modelo de referencia que busca que el sistema se comporte como un modelo seleccionado de tal forma que el sistema resultante llegue a alcanzar la estabilidad.

SISTEMAS DE CONTROL ADAPTATIVO

“Un sistema de control adaptivo es aquel que continua y automáticamente mide las características dinámicas de la planta, las compara con las características deseadas y usa la diferencia para variar parámetros ajustables del sistema o para generar una señal de accionamiento de modo que se pueda mantener el funcionamiento óptimo con independencia de las variaciones ambientales; alternativamente este sistema puede medir su propio funcionamiento de acuerdo con un índice de comportamiento dado y modificar de ser necesario sus propios parámetros para mantener el funcionamiento óptimo con independencia de los cambios ambientales.”[36]

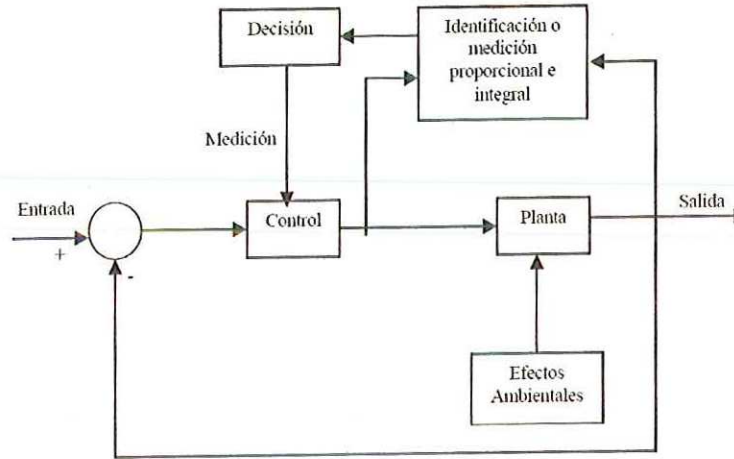
El comportamiento óptimo de un sistema se logra encontrando la condición para la cual un sistema determinado funciona de la mejor forma posible, en control adaptivo esto se define por medio del índice de comportamiento que justamente es el que da al sistema, el comportamiento óptimo. El índice de comportamiento indica el máximo o el mínimo del comportamiento óptimo del sistema por lo que sí su valor es cero se puede utilizar como una señal de error del adaptivo.

La reducción de costos de funcionamiento es un parámetro muy utilizado a la hora de la determinación del índice de comportamiento, sin embargo también se toman en cuenta otras condiciones como la confiabilidad, la aplicabilidad y la selectividad.

Como ya se ha mencionado el control adaptivo pretende dar un funcionamiento óptimo a la planta, sin embargo, en muchas ocasiones el conocimiento que se tiene de las características de la misma es muy escaso, por lo que realizar solamente una identificación inicial puede no ser suficiente. En estos casos la determinación del máximo o mínimo del índice de comportamiento se debe realizar periódicamente con un intervalo de tiempo que tome en cuenta la velocidad con que se modifican los parámetros del sistema.

La figura que se muestra a continuación es el diagrama de bloques que define un sistema adaptivo.

Fig. 79 Diagrama de bloques de un sistema de control adaptivo



Fuente: Rubaai, Ahmed y Kankam, M. David. "IEEE Transactions on Industry Applications". Vol 36, Número 5. Setiembre/octubre 2000.

En este sistema se puede identificar la planta y se observa como el índice de comportamiento es medido varias veces y su valor es comparado con el que se obtiene del controlador para finalmente tomar la decisión de cambiar o no la señal accionadora.

Con fines explicativos, el proceso de un controlador adaptativo puede verse separando dos escalas de tiempo que evolucionan a diferente velocidad. Los cambios en los parámetros del controlador ocurren según la escala lenta. A su vez, la dinámica del lazo ordinario de realimentación transcurre según la escala rápida.

Existen dos grandes grupos de controladores adaptivos, los Controladores Adaptivos con Modelo de Referencia (MRAC), los Reguladores Autoajustables (STR) y el control adaptativo directo (DIRAC)

Estos últimos son sistemas de lazo abierto y modifican los parámetros del sistema a partir de una tabla previamente calculada para distintos puntos de funcionamiento, en función de una variable auxiliar. Los MRAC por su parte, logran un comportamiento de lazo cerrado dado por un modelo de referencia ante una entrada dada.

Son tres las partes principales que se distinguen en sistema de control adaptivo:

a. Identificación de las características dinámicas de la planta:

La identificación de las características dinámicas de la planta se debe realizar sin afectar el funcionamiento normal de la planta, en forma periódica y con el fin de analizar en cada resultado la respuesta del sistema.

Una forma de realizar esta identificación es aplicando una señal a la planta, la cual puede ser sus entradas normales ya que estas no pueden producir salidas no deseadas o resultados confusos, pero hay que tener en cuenta que esta señal debe contar con características adecuadas de ancho de banda, amplitud, etc. para obtener una correcta identificación.

El tiempo en que tarda la identificación no debe ser muy grande ya que pueden cambiar los parámetros de la planta en el transcurso de una identificación por lo que se hace imposible conocer totalmente el comportamiento de la planta.

Si ya son conocidos los parámetros de la planta, solamente es necesario obtener el índice de comportamiento, que indica que parámetros deben ser variados, para tener la identificación completa. Existen sistemas en los que la adaptividad depende únicamente del índice de comportamiento a estos sistemas se les conoce como optimizantes.

b. Toma de decisión basada en la identificación de la planta:

Luego de haber realizado la identificación completa de la planta se debe comparar los resultados obtenidos con los óptimos, que indican el comportamiento que debe seguir la planta, para tomar la decisión de cuales parámetros deben modificarse y la forma en que se deben cambiar.

c. Modificación basada en la decisión hecha:

Con la toma de la decisión se deben cambiar algunos parámetros para modificar el funcionamiento de la planta entre ellos se encuentra la señal de entrada que puede ser cambiada ajustando los parámetros del controlador para así compensar las variaciones de la planta (modificación de parámetro del control), o bien, sintetizando la señal de control óptima que se basa en la función de transferencia, el índice de comportamiento y la respuesta transitoria deseada (síntesis de la señal de control).

CLASES DE CONTROLADORES ADAPTATIVOS

Control adaptativo de modelo de referencia:

El control con modelo de referencia es una generalización de los reguladores predictivos a d pasos. Lo que se intenta hacer en este caso es contemplar en el diseño la dinámica de la referencia es decir el modelo a seguir. Se puede tener dos visiones del problema: una determinista y otra estocástica según sea el modelo de la planta.

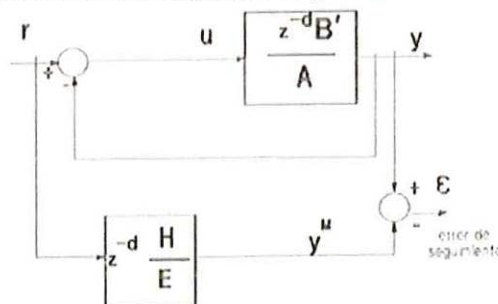
De acuerdo a las nuevas especificaciones, el objetivo es hacer que:

$$y_{k+d} = y_{k-d}^M = \frac{H}{E} r^k$$

Donde r será un escalón y H y E dos polinomios que definen la dinámica del modelo.

Visto de otro modo se presenta en la siguiente ilustración en donde aparece un error de seguimiento que es el que debemos minimizar.

Figura 80. Control con Modelo de Referencia. Esquema



Fuente: Introducción Al Control Adaptativo. Fundamentos de su Teoría y Práctica. Aníbal Zanini. 1993

Reguladores Autoajustables (STR)

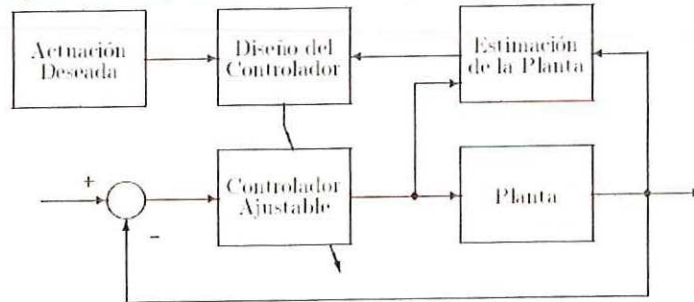
En los reguladores autoajustables se distinguen tres partes claramente diferenciadas:

- Un algoritmo recursivo de estimación de parámetros
- Un mecanismo de adaptación que desarrolla la tarea de diseño del regulador
- Un regulador con parámetros ajustables

“Estos reguladores conforman una estructura subóptima basada en el principio de separación de las tareas de control e identificación. El diseño se hace de forma que se suponen parámetros conocidos y después estos son sustituidos por sus estimados.” [37]

Desde el punto de vista del control estocástico de sistemas no lineales, es claramente un controlador que aplica el principio de equivalencia cierta (supone que los parámetros identificados coinciden con los reales).

Figura 81. Esquema del regulador autoajustable (STR)



Fuente: Francisco Rodríguez Rubio. - Control adaptativo y Robusto. Universidad de Sevilla.

3.7.2 CONTROL ADAPTATIVO DIRECTO (DIRAC).

➤ Concepto

Una de las ventajas de los autosintonizadores y el control adaptativo directo (es decir, DIRAC control adaptable) es que los parámetros de controlador son estimados automáticamente basados en especificaciones deseadas a priori en un bucle cerrado. [38]

Los parámetros PI(D) pueden ser usados en más de un esquema de control en tiempo discreto, implementando un controlador por software:

$$u(t) = u(t-1) + c_0 e(t) + c_1 e(t-1) + c_2 e(t-2) \quad (3.7.2.8)$$

Con el error que representa la diferencia entre la fuerza deseada $w(t)$ y la medida de la fuerza $y(t)$

Indicando el cambio de operador $q^{-1}e(t) = e(t-1)$

Resulta:

$$u(t) = \frac{C(q^{-1})}{1 - q^{-1}} e(t) = \frac{c_0 + c_1 q^{-1} + c_2 q^{-2}}{1 - q^{-1}} e(t) \quad (3.7.2.9)$$

y el lazo se representa en:

Como mencionó De Keyser [39] "el algoritmo DIRAC puede ser considerado como un auto-sintonizado y como un método de adaptación. De hecho es en la identificación de los parámetros del controlador es cuando entra la estrategia del DIRAC, estos no necesitan especificar un modelo del proceso a priori, así como un funcionamiento del método auto adaptativo.

En segundo lugar, si es usado on-line los parámetros del PI(D) son adaptados continuamente, esto resulta en un control adaptativo.

➤ **Adaptación directa (DIRECT):**

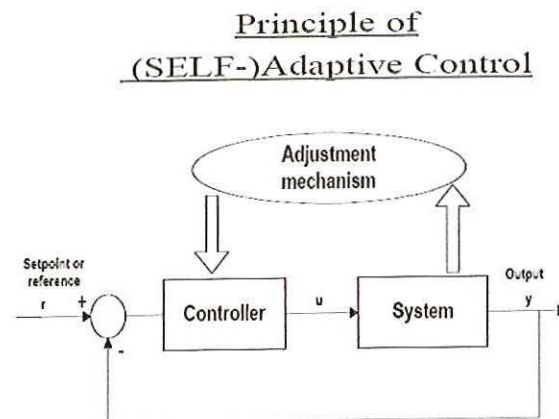
El siguiente algoritmo de control adaptativo directo (DIRAC-DIRECT) puede ser considerado como un auto-sintonizador así como un método adaptativo. Este puede ser usado off-line, como sintonizador inicial del regulador, u online para continuas adaptaciones. Se puede aplicar a los controladores PID, por un lado, pero solo de manera general a otras estructuras de control.

Este método no requiere de identificación del sistema durante el control, especificación de la estimación del modelo del proceso y parámetros desconocidos del proceso no son necesarios. [39]

Implementación de un algoritmo adaptativo directo:

El método DIRAC puede ser usado tanto en lazo abierto como en lazo cerrado. El controlador PID no necesariamente tiene que estar en funcionamiento durante la recopilación de datos del experimento, pero una importante ventaja desde el punto de vista práctico. [39]

Figura 82. Diagrama de bloques control adaptativo directo



Robin DE KEYSER – EeSA Department

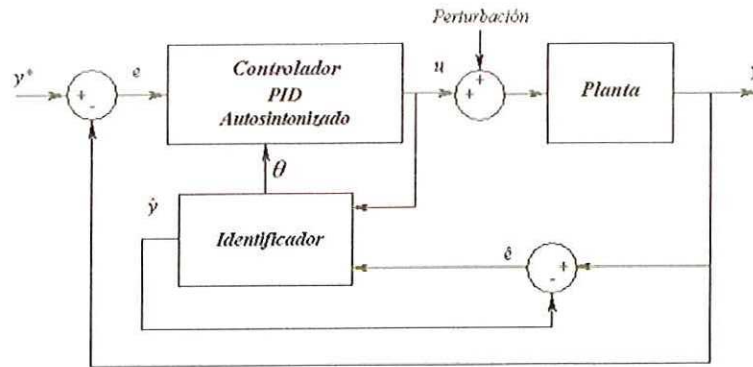
Fuente: Auto-tuning and adaptive tuning of PID controllers. Journal A32(1), 28-34

➤ Controlador PID Auto-sintonizado

Entre las muchas técnicas de control existentes, la técnica tradicional PID continúa siendo una de las más implementadas al nivel industrial e incluso ha incursionado en muchos otros campos, manteniéndose vigente en la actualidad.

A continuación se presenta esta técnica de manera que el sistema de control pueda adaptarse a las variaciones propias y ajenas del sistema físico a controlar, de esta manera el controlador debe estar en la capacidad de mantener la salida deseada del sistema físico para la dinámica propia del sistema e incluso ante las perturbaciones externas. Es necesario entonces conocer los parámetros de la planta. El esquema básico de un controlador PID para que opere de forma auto-sintonizada es presentado en la Figura 82. Los vectores \hat{y} y \hat{e} son la salida y el error estimados, mientras que u y e son la señal de control y el error entre la salida deseada y^* y la del sistema en lazo cerrado y . Finalmente, θ son los parámetros de la planta entregados por el identificador adaptativo [37].

Figura 83. Sistema de Control PID Auto sintonizado



Fuente: Astrom K.J., T. Haggund (1995). PID Controllers: Theory, Design and Tuning. Instruments Society of America. Research Triangle Parck. NC, USA

Auto-sintonizado, es dada por:

$$G(z) = \frac{U(z)}{E(z)} = \frac{n_2 z^2 + n_1 z + n_0}{z^2 - z} \quad (3.7.2.1)$$

Donde:

$$n_2 = k_p + k_i + k_d \quad n_1 = -k_p - 2k_d \quad n_0 = k_d \quad (3.7.2.2)$$

De donde son obtenidas las ganancias proporcional, diferencial e integral: K_p , K_d , y K_i , respectivamente.

Si la planta es representada por medio de su función de transferencia:

$$H(z) = \frac{Y(z)}{U(z)} = \frac{b_2 z^2 + b_1 z + b_0}{z^3 + a_2 z^2 + a_1 z + a_0} \quad (3.7.2.3)$$

Y con la solución del sistema en lazo cerrado [4] de la Figura 4 se obtiene el denominador de la función de transferencia de la forma:

$$D(z) = z^5 + (a_2 + b_2 n_2 - 1) z^4 + (b_2 n_1 + b_1 n_2 + a_1 - a_2) z^3 + (b_2 n_0 + b_1 n_1 + b_0 n_2 + a_0 - a_1) z^2 + (b_1 n_0 + b_0 n_1 - a_0) z + b_0 n_0 \quad (3.7.2.4)$$

Se menciona el hecho que si se desea controlar un sistema de tercer orden, será necesario ubicar cinco polos dado que como se mencionó antes, el PID introduce dos nuevos polos al sistema comportándose como uno de orden $n + 2$, para el caso que se cuente con un sistema de orden cinco, debe considerarse el polinomio característico asociado a este orden, dado por:

$$p(z) = (z - p_1)(z - p_2)(z - p_3)(z - p_4)(z - p_5) \quad (3.7.2.5)$$

Resolviendo el anterior polinomio y realizando algunas manipulaciones matemáticas, se obtiene:

$$p(z) = z^5 - \sum_{i=1}^5 p_i z^4 + (a + \sum_{i=1}^3 p_i X + Y) z^3 - (aX + (p_1 + p_2)Y + b) z^2 + (bX + aY) z - \prod_{i=1}^5 p_i$$

Donde:

$$a = p_1 p_2 + p_3 (p_1 + p_2) ; b = p_1 p_2 p_3 \\ X = p_4 + p_5 ; Y = p_4 p_5 \quad (3.7.2.6)$$

Finalmente, si se compara el polinomio característico de (3.7.2.6) con el denominador de la función de transferencia del sistema en lazo cerrado mostrado en (3.7.2.4), se obtiene un sistema de ecuaciones como el mostrado en (3.7.2.7), que contiene los polos conocidos p_1 , p_2 , p_3 y los parámetros del sistema identificado a_i y b_i , que al ser resuelto arroja como resultado los valores de n_0 , n_1 , n_2 así como la suma y el producto de los polos p_4 y p_5 con lo que el sistema será totalmente controlable si

estos dos últimos polos son estables, dentro del círculo unitario en tiempo discreto, desde el punto de vista del mundo digital.

$$\begin{bmatrix} b_2 & 0 & 0 & 1 & 0 \\ b_1 & b_2 & 0 & -(p_1 + p_2 + p_3) & -1 \\ b_0 & b_1 & b_2 & p_1 p_2 + (p_1 + p_2) p_3 & p_1 + p_2 + p_3 \\ 0 & b_0 & b_1 & -p_1 p_2 p_3 & -(p_1 p_2 + (p_1 + p_2) p_3) \\ 0 & 0 & b_0 & 0 & p_1 p_2 p_3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} n_2 \\ n_1 \\ n_0 \\ X \\ Y \end{bmatrix} \\
 = \begin{bmatrix} 1 - a_2 + (p_1 + p_2 + p_3) \\ a_2 - a_1 + p_1 p_2 + (p_1 + p_2) p_3 \\ a_1 - a_0 - p_1 p_2 p_3 \\ a_0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.7.2.7)$$

Nótese que se cuenta con cinco polos p_1 , p_2 , p_3 , p_4 y p_5 que regirán el comportamiento del sistema tanto en su estado transitorio como en el régimen permanente, y que son obtenidos de reemplazar los coeficientes n_i en (3.7.2.4) una vez sea resuelto el sistema (3.7.2.7). Como se cuenta con las tres ganancias del controlador PID, es posible buscar que el sistema se comporte como un sistema de segundo o tercer orden si así se desea actuando directamente sobre tres de los polos, esto es, sobre p_1 , p_2 y p_3 , es decir, no se tendrá un control directo sobre los dos polos restantes por la limitante que introduce este tipo de control con sus únicas tres ganancias para sistemas de orden superior; por este motivo tanto la suma como el producto de los dos polos desconocidos, p_4 y p_5 , será considerada dentro del modelo como dos variables adicionales, X e Y , tal como se observa en la ecuación (3.7.2.6). En general para el comportamiento deseado de una planta pueden ser considerados al menos dos de los polos como una pareja de polos conjugados, así: $p_2 = p_1^*$; mientras que el tercer polo p_3 será un polo real que puede tomar cualquier valor dependiendo de las necesidades del controlador, por ejemplo, éste podrá ser un polo real negativo alejado del origen en el dominio de "s" o cercano al origen del círculo unitario en el dominio de "z"; con el fin de que el comportamiento del sistema se asemeje al de uno de orden dos, siempre y cuando los polos p_4 y p_5 sean estables y cercanos al origen[40].

3.7.3 Diseño de controladores

Todo sistema de control debe ser estable. Este es un requisito básico, además de estabilidad absoluta, un sistema de control debe tener una estabilidad relativa razonable; es decir, la respuesta debe mostrar un amortiguamiento razonable. Asimismo, la velocidad de respuesta debe ser razonablemente rápida, y el sistema de control debe ser capaz de

reducir los errores a cero, o a un valor pequeño tolerable. Cualquier sistema de control, para ser útil, debe satisfacer estos requisitos.

El requisito de estabilidad relativa razonable y el de la precisión de estado estacionario tienden a ser incompatibles, por lo tanto, al diseñar sistemas de control resulta necesario efectuar el mejor compromiso entre estos dos requerimientos.

La teoría de control clásica utiliza extensamente el concepto de función de transferencia (o transmitancia). Se realiza el análisis y el diseño en el dominio de s (Laplace) y/o en el dominio de la frecuencia. La teoría de control moderna que está basada en el concepto del espacio de estado, utiliza extensamente el análisis vectorial-matricial. El análisis y el diseño se realizan en el dominio del tiempo.

La teoría de control clásica brinda generalmente buenos resultados para sistemas de control de una entrada y una salida. Sin embargo, la teoría clásica no puede manejar los sistemas de control de múltiples entradas y múltiples salidas.

Los componentes que abarcan los sistemas de control son muy diversos. Pueden ser electromecánicos, hidráulicos, neumáticos, electrónicos, etc. En ingeniería de control, en lugar de operar con dispositivos o componentes físicos, se les reemplaza por sus modelos matemáticos.

Obtener un modelo matemático razonablemente exacto de un componente físico, es uno de los problemas más importantes en ingeniería de control. Para ser útil, un modelo matemático no debe ser ni muy complicado ni excesivamente simple. Un modelo matemático debe representar los aspectos esenciales de un componente físico. Las predicciones sobre el comportamiento de un sistema, basadas en el modelo matemático, deben ser bastante precisas. Nótese también que sistemas al parecer diferentes, pueden representarse por el mismo modelo matemático. El uso de tales modelos matemáticos permite a los ingenieros de control desarrollar una teoría de control unificada. En ingeniería de control, se usan ecuaciones diferenciales lineales, invariantes en el tiempo, funciones de transferencia y ecuaciones de estado, para modelos matemáticos de sistemas lineales, invariantes en el tiempo y de tiempo continuo. Para mayor información consultar el texto sobre Modelamiento y Simulación de Procesos del mismo autor.

Aunque las relaciones entrada-salida de muchos componentes son no-lineales, normalmente esas relaciones se linealizan en la vecindad de los puntos de operación, limitando el rango de las variables a valores pequeños. Obviamente, tales modelos lineales son mucho más fáciles de manejar tanto analíticamente como por computadora.

Al llegar al punto del Análisis y diseño de sistemas de control, es deseable definir qué significan los términos análisis, diseño, análisis de respuesta transitoria, y otros. Por análisis de un sistema de control se entiende la

investigación, bajo condiciones especificadas, del comportamiento de un sistema cuyo modelo matemático se conoce. Como cualquier sistema consta de componentes, el análisis debe comenzar con una descripción matemática de cada componente. Una vez que se ha elaborado un modelo matemático del sistema completo, la forma en que el análisis se lleva a cabo es independiente de si el sistema físico es neumático, eléctrico, mecánico, etc. Por análisis de respuesta transitoria se entiende generalmente la determinación de la respuesta de una planta a señales y perturbaciones de entrada. Por análisis de respuesta en estado estacionario significa la determinación de la respuesta tras la desaparición de la respuesta transitoria.

Por diseño de un sistema, se entiende hallar uno que cumpla una tarea dada, si las características de respuesta dinámica y/o de estado estacionario no son satisfactorias, se debe agregar un compensador al sistema.

Por síntesis se entiende encontrar, mediante un procedimiento directo, un sistema de control que se comporte de un modo específico. Generalmente, tal procedimiento es totalmente matemático de principio a fin del proceso de diseño. Se dispone de procedimientos de síntesis para el caso de sistemas lineales y para sistemas lineales de control óptimo.

En años recientes, las computadoras digitales han jugado un importante papel en el análisis, diseño y operación de sistemas de control. La computadora puede utilizarse para efectuar los cálculos necesarios, para simular los componentes de un sistema o una planta, o para controlar un sistema. El control por computadora ha llegado a ser de uso común, y muchos sistemas de control industrial utilizan controladores digitales.

El método básico de diseño de cualquier sistema de control práctico, entraña la obligada aplicación de procedimientos de tanteo. La síntesis de sistemas de control lineales es teóricamente posible, y el ingeniero de control puede determinar sistemáticamente los componentes necesarios para realizar el objetivo propuesto. En la práctica sin embargo, el sistema puede estar expuesto a muchas restricciones, o no ser lineal, y en tales casos no se cuenta actualmente con métodos de síntesis. Acaso, además, las características de los componentes no se conozcan con precisión. Por tanto, siempre resultará necesario seguir procedimientos de tanteo.

No obstante en la práctica a menudo se enfrentan situaciones en las que un proceso no es alterable (esto es, no se tiene la libertad de modificar la dinámica del proceso), y el ingeniero de control tiene que diseñar el resto del sistema, de modo que el conjunto cumpla con las normas previstas en tanto se lleva a cabo la tarea propuesta.

Las especificaciones pueden incluir factores tales como la velocidad de respuesta, amortiguamiento razonable, exactitud en estado estacionario, confiabilidad y costo. En algunos casos los requerimientos o

especificaciones pueden darse explícitamente, y en otros no. Todos los requerimientos o especificaciones deben interpretarse en términos matemáticos. En el diseño convencional, se debe estar seguro de que el sistema de lazo cerrado sea estable, y que presente características de respuesta transitoria aceptables (esto es velocidad y amortiguamiento razonables), y exactitud aceptable en estado estacionario.

Es importante recordar que algunas de las especificaciones quizás no sean realistas. En tal caso, las especificaciones deben revisarse en las primeras etapas del diseño. Asimismo las especificaciones dadas, acaso incluyan condiciones contradictorias o conflictivas. Entonces el diseñador debe resolver en forma satisfactoria los conflictos entre los muchos requerimientos dados.

El diseño basado en teoría de control moderna, requiere que el diseñador tenga un índice de comportamiento o desempeño razonable, que lo guíe en el diseño de un sistema de control. Un índice de comportamiento es una medida cuantitativa del comportamiento, que indica la desviación con respecto al comportamiento ideal. La selección de un índice de comportamiento particular se determina por objetivos del sistema de control.

El índice de comportamiento puede ser la integral de una función de error que debe minimizarse. Estos índices de comportamiento, basados en la minimización de la integral del error, pueden usarse tanto en los procedimientos de control moderno, como en los de control convencional. Sin embargo, en general la minimización de un índice de comportamiento se puede lograr mucho más fácilmente usando procedimientos de control modernos.

La especificación de la señal de control durante el intervalo de tiempo operativo, recibe el nombre de ley de control. Matemáticamente, el problema básico de control es determinar la ley de control óptimo, sujeta a diversas restricciones de ingeniería y de economía, que minimice (o maximice, según el caso) un índice de comportamiento o desempeño determinado. Para el caso de sistemas relativamente simples, se puede hallar la ley de control en forma analítica. En el caso de sistemas complejos, puede requerirse una computadora digital que opere en línea para generar la ley de control óptimo.

Para sistemas de control industrial, el índice de comportamiento puede ser el costo mínimo, la confiabilidad máxima, etc. Es importante puntualizar que la elección del índice de comportamiento es sumamente importante, ya que la naturaleza de control óptimo diseñado depende del índice de comportamiento particular que se elige. Hay que seleccionar el índice de comportamiento más adecuado para cada situación [41].

4. ESTRUCTURACIÓN

4.1 INFORMACIÓN

El campo de estudio es la salud (ortopedia, prótesis modulares rodilla arriba), mecanismos existentes y clases de prótesis.

4.2 DETECCIÓN DE NECESIDADES

- El costo de las prótesis mioeléctricas es muy elevado (c-leg con un costo aproximado de \$120.000.000, sin sumar el costo de importación, instalación y terapias de rehabilitación. [41]) sumado al bajo ingreso promedio en los hogares colombianos (\$543.378 [42].)
- La materia prima para la construcción del prototipo de prótesis debe ser de fácil acceso en el mercado local (Bucaramanga, Santander).
- El costo de los materiales utilizados en la construcción del prototipo de prótesis deben ser inferior al \$2.200.000
- El prototipo de prótesis debe ser modular, (encaje, rodilla, caña y pie).

4.3 ANÁLISIS

- El sistema puede realizarse por medio de procesos de mecanizado
- El sistema puede ser metálico
- El sistema puede ser polimérico
- El sistema puede ser una combinación de metales y polímeros.

4.4 SUBDIVISIÓN DE PROBLEMAS

- ¿Qué forma es la más adecuada para el desarrollo de la prótesis?
- ¿Qué materiales se utilizarán?
- ¿Qué procesos se efectuarán en la fabricación?
- ¿Con qué factores (tecnológicos, personal calificado) se cuenta para el desarrollo del sistema?

4.5 REQUERIMIENTOS DEL SISTEMA

Los requerimientos fueron determinados en base a las sugerencias de funcionamiento aportadas por el señor Freddy H., dueño de ASE ORTOPEDICOS (Bucaramanga – Colombia), el señor Mauricio Vega, quien fue la persona en la que se implemento el prototipo de prótesis VR.

Teniendo en cuenta que Tamayo-Tamayo [65] denomina *variable* a “un aspecto o dimensión de un fenómeno que tiene como característica, la capacidad de asumir distintos valores; ya sea cuantitativa o cualitativamente.”, y que Ladrón de Guevara [66] refieren la importancia de la operacionalización de las variables, la cual “consiste en definir las variables a medir y la forma que vamos a hacerlo, como también los indicadores de interpretación que le vamos a dar: Cantidad o cualidad del atributo”, unidad y forma de medida. Durante este proceso las variables se transforman de un nivel abstracto a un nivel empírico, observable y medible. Para tal proceso se elaboraron definiciones de los conceptos, en términos de posibilitar la medición, observación y operabilidad de las variables determinadas. Por tanto se sugirieron los siguientes requerimientos de uso, función, estructurales, técnico-productivos y formales.

4.5.1 REQUERIMIENTOS DE USO

Tabla 1. Requerimientos de uso

REQUERIMIENTO	FACTOR DETERMINANTE	FACTOR DETERMINADO
Practicidad	El sistema debe ser discreto y no evidenciar su existencia	El sistema no debe interferir con la marcha del paciente
Conveniencia	El sistema dará un factor de calidad en sus movimientos para una marcha normal	El sistema debe dar tranquilidad al paciente al momento de emplearlo
Seguridad	El porcentaje de fallos por el sistema debe ser mínimo	El sistema debe estar hecho de un material confiable que garantice seguridad al paciente (Análisis estructural)
Mantenimiento	El sistema será revisado por el personal calificado y que sea de fácil mantenimiento	El sistema tendrá elementos de fácil mantenimiento (módulos)
Reparación	El sistema modular con uniones como acoples y tornillos que permitan su rápida reparación	El sistema se unirá con tornillos de cabeza brístol, resistentes y de fácil obtención en el mercado

Manipulación	El sistema será manipulado por el paciente después de un entrenamiento adecuado	Para éste efecto el paciente practica en las barras paralelas bajo la supervisión de un fisioterapeuta
Antropometría	Este requerimiento varía según el paciente y está bajo la total supervisión del protesista	El sistema debe estar bien alienado en el plano sagital, para así ayudar al paciente a generar una buena marcha
Ergonomía	El sistema debe ser resistente a la fatiga, peso, vibración, temperaturas, humedad, además de acoplarse a la forma del muñón y a su altura	El sistema debe tener combinación de materiales que soporten éstos parámetros ergonómicos (polímeros y metales) además de elementos que se puedan acortar o alargar
Percepción	El sistema debe ser parte del paciente	El sistema utilizará materiales que asemejen la piel tanto por su suavidad como su color
Transportación	El sistema debe poder ir con el usuario	El sistema debe tener el menor peso posible

4.5.2 REQUERIMIENTOS DE FUNCION

Tabla 2. Requerimientos de función

REQUERIMIENTO	FACTOR DETERMINANTE	FACTOR DETERMINADO
Mecanismos	El sistema debe tener un mecanismo de articulación policéntrica	La rodilla debe ser de tipo policéntrica
Resistencia	Los esfuerzos a los que se someta el sistema son compresión, flexión y torsión principalmente	El sistema debe someterse a esfuerzos mecánicos para determinar sus rangos de resistencia
Acabado	La superficie del sistema debe ser óptima y adecuada para el paciente sin interferir con el movimiento del mismo	Las articulaciones deben ser en lo posible, lo menos visibles, además de separar o cubrir sus partes internas con las externas

4.5.3 REQUERIMIENTOS ESTRUCTURALES

Tabla 3. Requerimientos estructurales

REQUERIMIENTO	FACTOR DETERMINANTE	FACTOR DETERMINADO
Número de componentes	El sistema debe tener un	El sistema debe tener

	mecanismo de articulación policéntrica	acoples actualizables, que articulen con la rodilla
Encaje	El encaje debe ser a la medida del paciente	El encaje será de tipo succión, y será construido a la medida del paciente

4.5.4 REQUERIMIENTOS TECNICO-PRODUCTIVOS

Tabla 4. Requerimientos técnicos-productivos

REQUERIMIENTO	FACTOR DETERMINANTE	FACTOR DETERMINADO
Bienes de capital	El sistema debe contemplar para su fabricación maquinaria industrial	Las máquinas más utilizadas son: torno, fresadora, esmeril
Mano de obra	El sistema requiere de gente especializada en matricería, materiales poliméricos y metálicos, además de instructores físicos, fisioterapeutas y protesista	Un técnico que entienda de procesos industriales, un diseñador, un técnico ortopédico y un operario de maquinaria industrial
Modo de producción	El sistema tiene un modo de producción industrial, seriado para abastecer el mercado	El sistema cuenta con los talleres de manufactura de la Universidad Autónoma de Bucaramanga para su producción
Normalización y estandarización	Aunque el desarrollo es un prototipo, debe seguir unos parámetros internacionales establecidos por casas ortopédicas extranjeras que tienen en cuenta tallas, texturas, formas, etc.	Las casas que fabrican éstas partes y productos son: OTTO-BOCK, IPOS, HOSMER, MECK, entre otras
Línea de producción	El sistema tiene una línea de producción que conlleva desde la entrega de la materia prima hasta el acabado	Materia prima, torneado, fresado, esmerilado, ensamble, y puesta a punto
Materias primas	El sistema sugiere la combinación de materiales	Materiales como: Polipropileno reforzado, poliuretano de baja y media densidad, aluminio
Control de calidad	El sistema debe someterse a pruebas de compresión y flexión	Las pruebas del prototipo son realizadas en ansys.

4.5.5 REQUERIMIENTOS FORMALES

Tabla 5. Requerimientos formales

REQUERIMIENTO	FACTOR DETERMINANTE	FACTOR DETERMINADO
Estilo	El producto requiere que su apariencia formal este estéticamente relacionada con la figura humana (miembros inferiores)	La coherencia formal se rige por parámetros estéticos y cosméticos humanos
Unidad	El sistema debe ser parte del paciente, además debe estar totalmente aseguradas cada una de sus partes internas	Uniones simples y seguras El socket es hecho a la medida del paciente
Equilibrio	El sistema debe dar al paciente puntos de apoyo en su marcha	- Peso visual repartido por otros mecanismos - Alineación
Superficie	El sistema debe tener una superficie lo más natural posible	- Suavidad - Tono de piel

5. DESARROLLO DE LA PROTESIS

5.1 DESCRIPCIÓN GENERAL

Se presentó un prototipo de prótesis modular de 6 piezas principales

1. Pie sintético CICOP tipo Sach en poliuretano con alma de polipropileno.
2. Acople tobillo en aluminio.
3. Caña cilíndrica en aluminio.
4. Rodilla policéntrica en aluminio.
5. Soporte del socket en aluminio forjado.
6. Socket en Polipropileno reforzado, poliuretano de baja ó media densidad.

Se registraron los datos, personales y antropométricos de un paciente, en el siguiente formato plantilla.

➤ ANTECEDENTES PERSONALES

- Nombre: Mauricio Vega
- Edad: : 28 años
- Estatura : 1.75 cms.
- Peso : 77 Kg
- Actividad ocupacional: Comerciante
- Funcionalidad esperada con uso de prótesis: Traslados independientes.

➤ ANTECEDENTES MÉDICOS

- Origen de la amputación: Traumática
- Nivel de amputación: Transfemoral 1/3 medio
- Condiciones médicas y físicas adecuadas para uso de prótesis (irrigación, fuerza, equilibrio, tolerancia al esfuerzo): Sí
- Tratamiento pre-protésico (reducción de muñón, potencia muscular): No
- ¿Ha usado prótesis?: Si

5.2 DISEÑO MECANICO DE LA PROTESIS VR

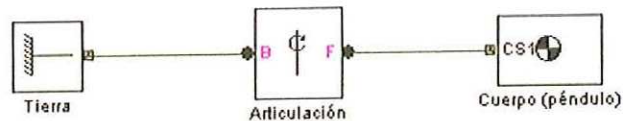
5.2.1 Modelamiento de la marcha humana.

En ingeniería *“Un modelo de algo es una imitación simplificada del mismo y del cual se espera que ayude a entenderlo mejor. Un modelo puede ser un aparato, un plan, un diagrama, una ecuación, un programa de computadora o incluso sólo una imagen metal. Si los modelos son físicos, matemáticos o conceptuales, su valor radica en la sugerencia de cómo funcionan o podrían funcionar las cosas.”* [43] *“El modelo de un objeto puede ser una réplica exacta de este. Con la diferencia del material que lo compone o de su escala, inclusive puede ser una abstracción de las propiedades dominantes del objeto”.* [44].

Uno de los mayores problemas en el campo de la ingeniería biomédica es la creación de un modelo matemático que represente el cuerpo humano, de tal forma que permita recrear, simular o analizar movimientos como caminar, correr o subir obstáculos. En este proyecto se utilizó la herramienta de matlab llamada Simmechanics [45], como alternativa al modelamiento clásico con ecuaciones diferenciales. El desarrollo se basa en el intercambio de energía entre los componentes de un sistema y las uniones representan el intercambio de energía.

SimMechanics es una librería de Simulink que permite crear diagramas de bloques que representen sistemas mecánicos, simulando incluso la acción de la gravedad sobre los cuerpos, por ejemplo, en la figura 84 se observa el diagrama de bloques que representa a un péndulo simple.

Figura 84. Diagrama de bloques de un péndulo simple en SimMechanics



Fuente: Autores

Los componentes fundamentales de un sistema son los cuerpos rígidos, estos son definidos en SimMechanics como puntos u objetos en el espacio que tienen masa. Los cuerpos pueden ser “Ground” y “Body”.

Ground: Representa un cuerpo de masa infinita en el espacio. Es un punto fijo en el espacio que sirve de referencia para las articulaciones y cuerpos en movimiento.

Body: Representa a un cuerpo rígido, mediante sus propiedades tales como su masa y momentos de inercia en cada uno de los ejes. Recordemos que un cuerpo puede rotar con respecto a cada uno de los tres ejes xyz, por esta razón se requiere de tres valores de momentos de inercia para cada cuerpo, representados de la siguiente forma.

Figura 85. Representación matricial de los diagramas de inercia de un cuerpo.

$$\begin{bmatrix} I_1 & 0 & 0 \\ 0 & I_2 & 0 \\ 0 & 0 & I_3 \end{bmatrix}$$

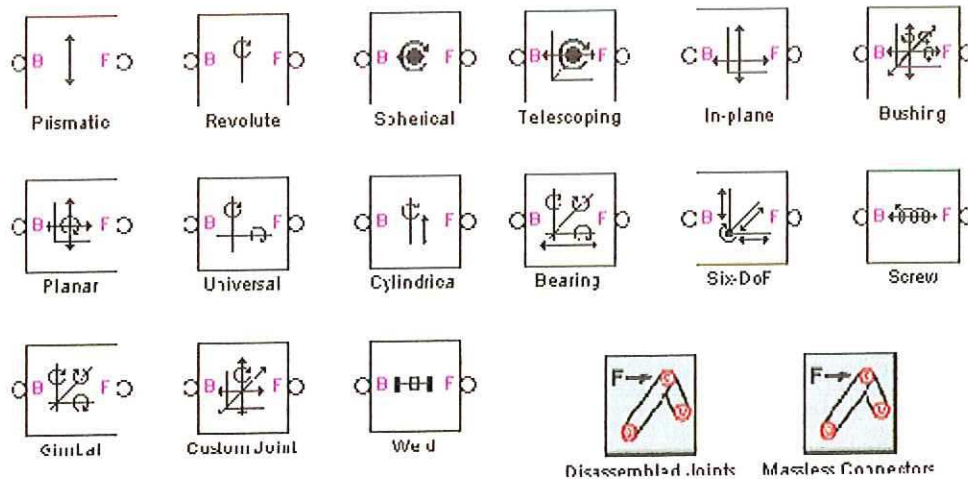
Fuente: Autores

Donde, I1 es el momento de inercia sobre el eje x, I2 el momento de inercia sobre el eje y, e I3 el momento de inercia sobre el eje z.

Es necesario establecer relaciones entre cuerpos interconectados, para esto las articulaciones en SimMechanics representan los grados de libertad que un cuerpo puede tener con respecto a otro.

En la figura 85 se muestran todas las articulaciones disponibles en SimMechanics:

Figura 86. Articulaciones (Joints) disponibles en SimMechanics



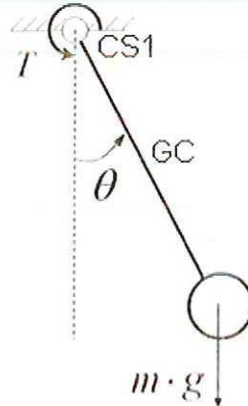
Fuente: Autores

Básicamente, existen dos tipos de grados de libertad: de traslación ("prismatic") y de rotación ("revolute"). Mediante estos dos simples grados de libertad se pueden formar un gran número de articulaciones compuestas, es decir, que las demás articulaciones que se observan en la figura 85 se derivan de los dos grados de libertad básicos, siendo posible un máximo de seis grados de libertad para un cuerpo (tres de rotación y tres de traslación).

SimMechanics permitió monitorizar y medir principalmente el movimiento de un cuerpo o de una articulación, además, se pueden medir las fuerzas y torques utilizando la librería de sensores y actuadores.

Dado que el modelo de una pierna puede sin contar la acción de la cadera ser considerado como un péndulo doble [46], a continuación se describe el proceso de diseño de un péndulo simple en SimMechanics.

Figura 87. Péndulo simple.

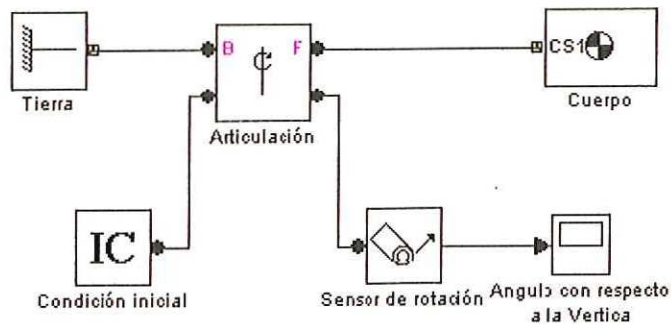


Fuente: Disponible en línea: <http://isa.uniovi.es/~idiaz/ADSTel/Practicas/pendulo.png>

En la figura 87 se observan los puntos CS1 y CG, que posteriormente serán de utilidad en la simulación mediante SimMechanics. La masa del péndulo es 1Kg, la longitud es 2m y la posición del centro de gravedad está en la mitad del cuerpo.

Requerimos los bloques "Ground", "Body", "Revolute", "Joint initial condition" y "Joint sensor" de la librería SimMechanics y además "Scope" de la librería Simulink\Sinks. En la figura 86 podemos observar la disposición y conexión de estos elementos.

Figura 88. Diagrama de bloques de un péndulo

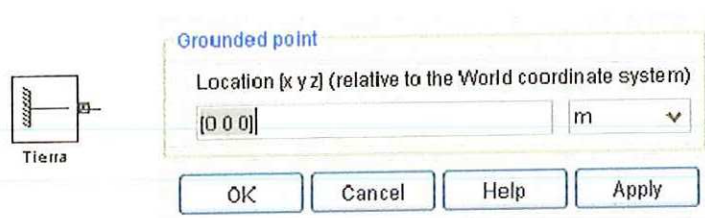


Fuente: Autores

Después de renombrar cada uno de los bloques, se procedió a configurar los mismos, de la siguiente manera:

El punto fijo de referencia es ubicado en las coordenadas 0,0,0.

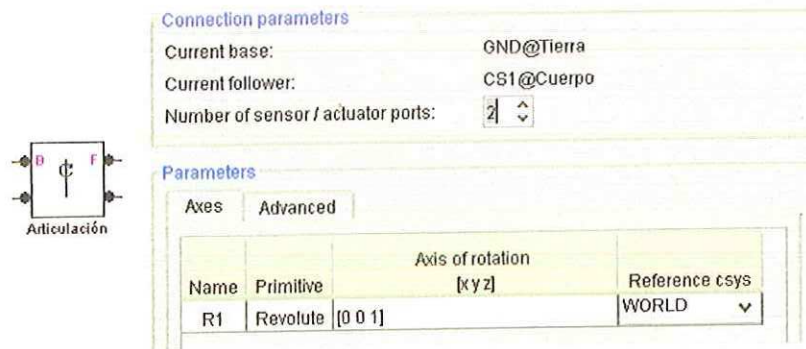
Figura 89. Configuración de "Tierra".



Fuente: Autores

La configuración de la articulación es de vital importancia debido a que es esta la que va a establecer va a ejercer o a monitorear los parámetros dinámicos del cuerpo.

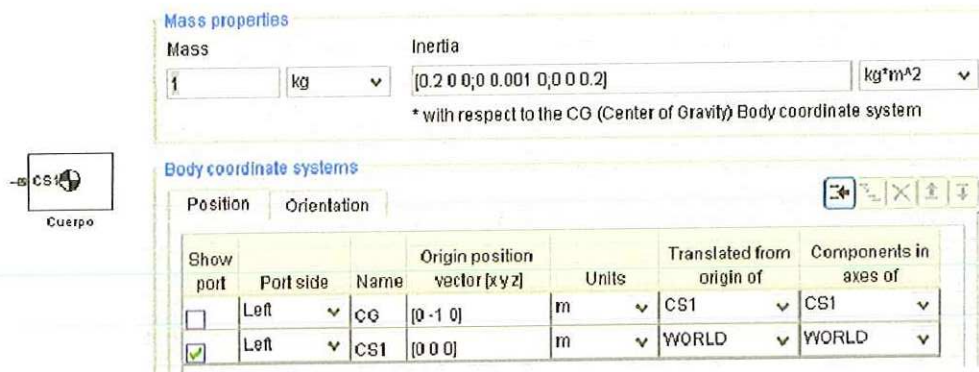
Figura 90. Configuración de "Articulación"



Fuente: Autores

La configuración de un cuerpo requiere tener en cuenta las ubicaciones de los puntos (CG y CS1), así como también la matriz de momentos de inercia. Ingresamos los valores de la masa (en Kg.) y la matriz (3x3) de momentos (en Kg.m2) para posteriormente configurar los puntos CS1 y CG. CS1 representa uno de los extremos del cuerpo, el que es conectado a la articulación y sobre el cual gira el cuerpo. CS1 está ubicado justamente en el origen. CG representa la ubicación del centro de masa.

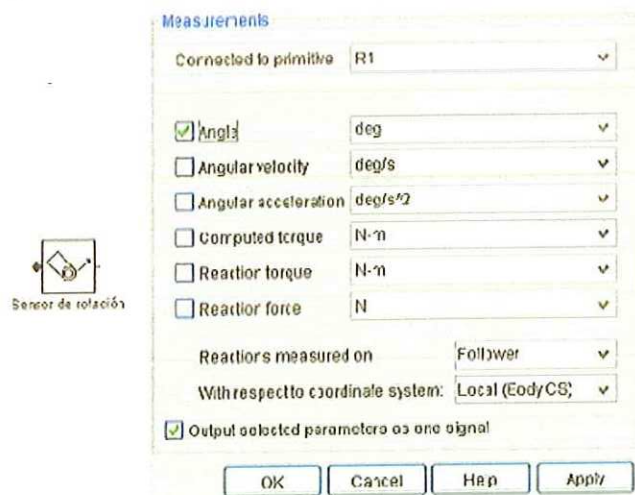
Figura 91. Configuración del "Cuerpo".



Fuente: Autores

El sensor permite visualizar muchas magnitudes, para el péndulo se requiere el ángulo en grados.

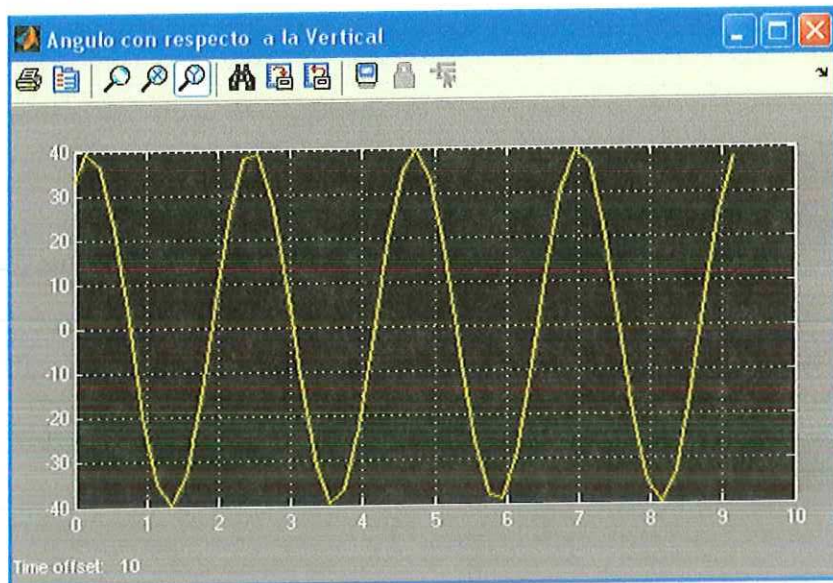
Figura 92. Configuración del "Sensor de rotación"



Fuente: Autores

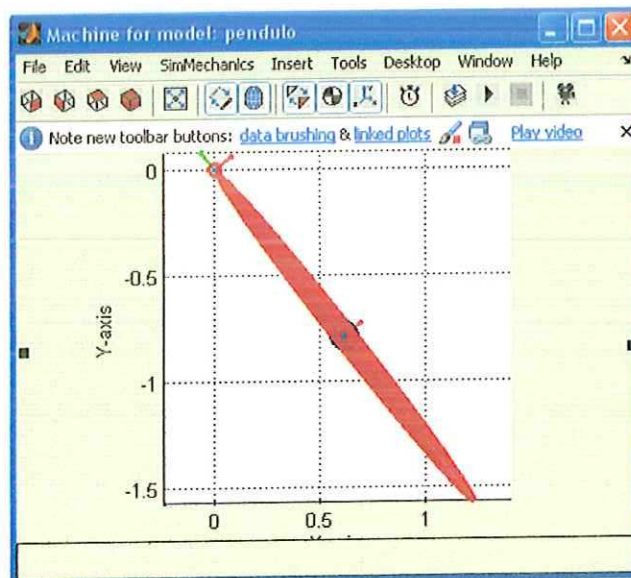
Como resultado de la simulación se observó el ángulo del movimiento del péndulo respecto a la vertical (figura 92), y la animación del modelo creado (figura 93). Cabe resaltar que también se monitorea la velocidad angular, torque y las diferentes magnitudes físicas mostradas en la figura 91.

Figura 93. Angulo del péndulo respecto a la vertical



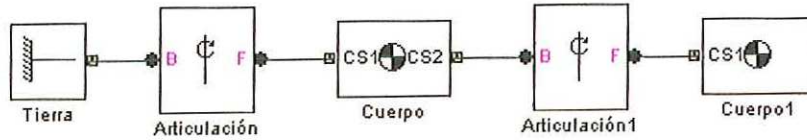
Fuente: Autores

Figura 94. Representación gráfica del modelo creado.



De [47] sabemos que un doble péndulo es un sistema compuesto por dos péndulos, con el segundo colgando del extremo del primero

Figura 95. Modelo de una pierna en SimMechanics

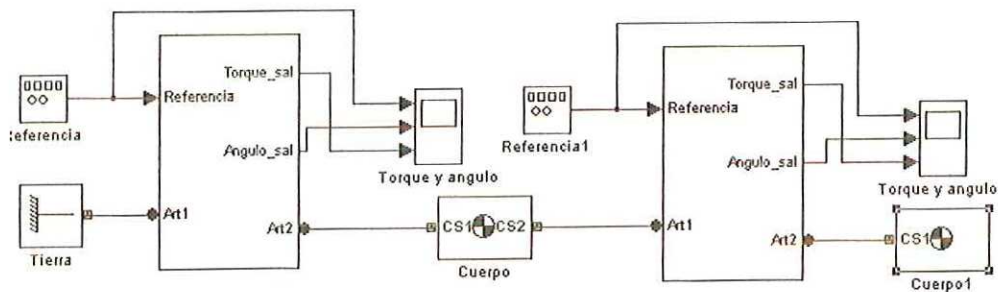


Fuente: Autores

Este modelo consiste en un péndulo doble que es comandado por un motor en cada articulación. El motivo por el cual se incluyó el motor es porque en la rodilla diseñamos un motor dc, y para generar el movimiento en la articulación superior de la pierna en la simulación del modelo.

En la figura 95 se observa el Modelo de una pierna comandada por dos motores y las diferentes medidas que podemos obtener de él.

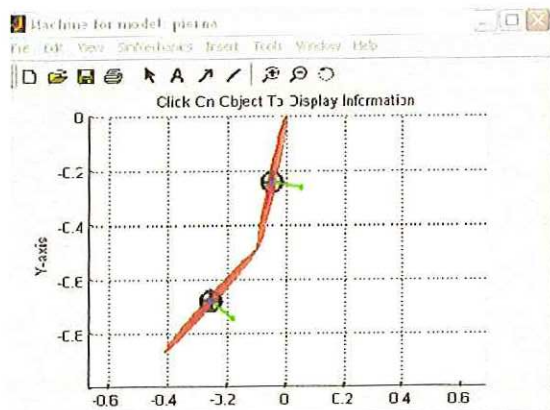
Figura 96. Modelo de una pierna comandada por dos motores (uno para cada articulación).



Fuente: Autores

En la figura 97 se observa la representación del modelo de la pierna (dos barras rojas), la dirección de las fuerzas de su centro de masa (flechas verdes). El eje Y nos muestra la longitud de cada uno de sus barras y la coordenada X nos ofrece la longitud del paso dado por la pierna.

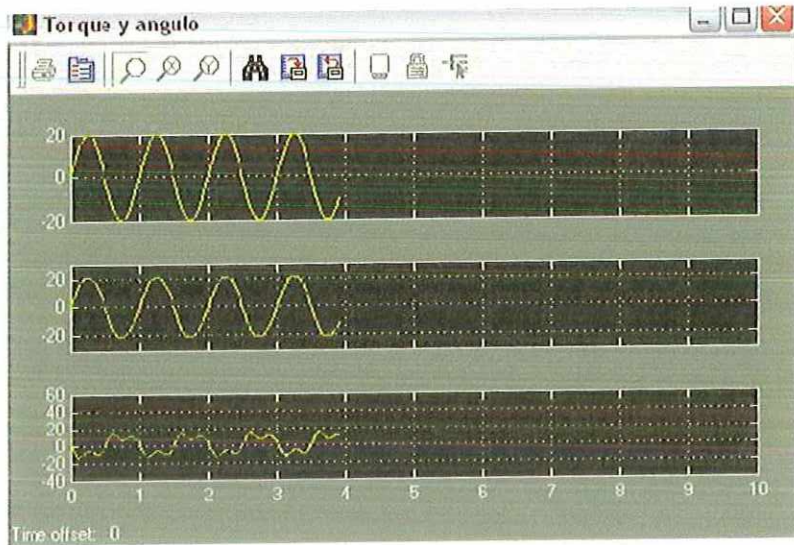
Figura 97. Representación gráfica del modelo de una pierna en SimMechanics



Fuente: Autores

Además ofrece información sobre el ángulo recorrido por cada uno de sus componentes (barras), y el torque necesario para originar el movimiento. (Figura 98).

Figura 98. Torque y Angulo del modelo de una pierna al caminar

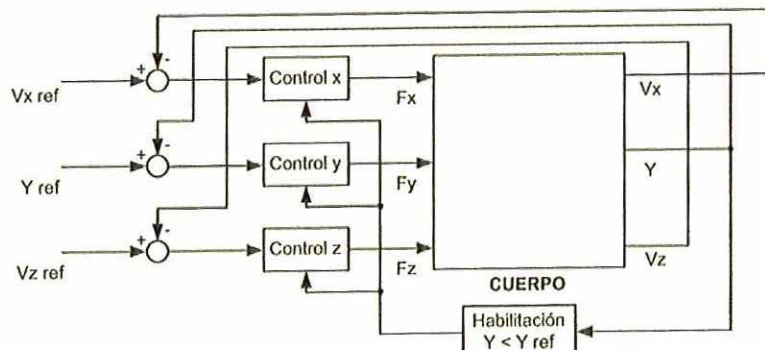


Fuente: Autores

Teniendo en cuenta la tercera ley de Newton que manifiesta que "para toda acción existe una reacción igual y opuesta"[48], se simula el suelo como un punto en el cual se ejerce una fuerza y un momento equivalentes que permiten a la pierna desplazarse sobre una superficie.

Para cumplir con este objetivo (simular el piso), se realizó el diagrama de control para los tres ejes (x,y,z) de acción de la fuerza neta que ejerce el piso sobre el cuerpo, tal como se esquematiza en la figura 99.

Figura 99. Diagrama para la simulación del suelo en SimMEchanics



Fuente: Autores

Para la configuración de los cuerpos en la simulación es necesario tener en cuenta los datos de los momentos de inercia para una barra de radio r , longitud h y masa m , obtenidos de la siguiente manera según [49].

$$I_z = \frac{mr^2}{2}$$
$$I_x = I_y = \frac{1}{12}m(3r^2 + h^2)$$

(ec. 5.2.1.1)

Para el muslo con una masa $m = 1.5$ Kg, $r = 50$ cm., $h = 50$ cm., se obtuvo.

$$I_z = 0.08 \text{ Kg}\cdot\text{m}^2.$$

$$I_x = I_y = 0.125 \text{ Kg}\cdot\text{m}^2.$$

Para la pantorrilla con una masa $m = 1.5$ Kg, $R = 38$ cm., $h = 45$ cm., se obtuvo.

$$I_z = 0.0722 \text{ Kg}\cdot\text{m}^2.$$

$$I_x = I_y = 0.07665 \text{ Kg}\cdot\text{m}^2.$$

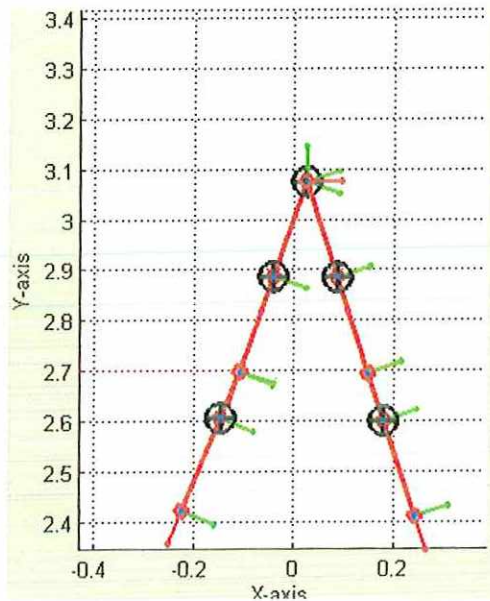
Gracias a estos modelos creados en SimMechanics se logró obtener los siguientes resultados en la simulación de la marcha humana.

De manera empírica se determinó las dos longitudes del paso a dar por cada pierna logrando así tener datos del torque y ángulos recorridos por la misma, siendo estos factores fundamentales para el diseño del mecanismo de la rodilla.

Podemos dividir el análisis en paso largo y paso corto.

Paso Largo: Aproximadamente 50 cms. entre la cabeza del pie de la pierna que está en la fase de apoyo y el talón de la pierna que se encuentra en la fase de balanceo.

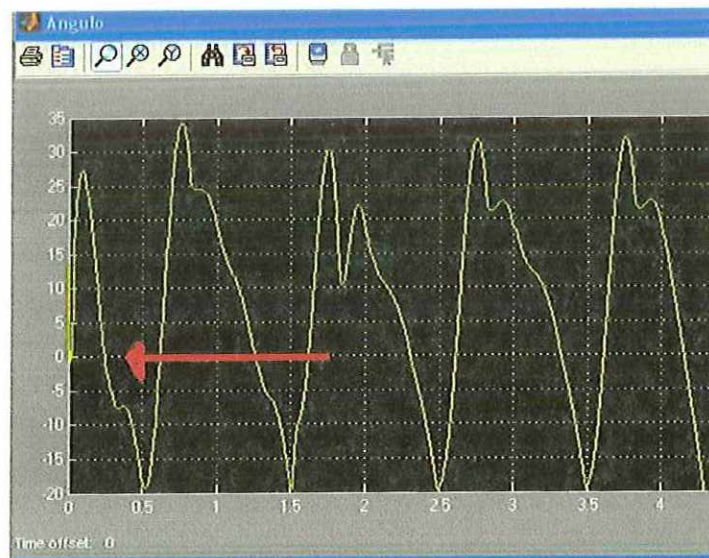
Figura 100. Extensión de paso largo (pierna derecha empezando la fase de balanceo y pierna izquierda empezando la fase de apoyo.)



Fuente: Autores

Para la pierna izquierda la cual empieza la fase de apoyo tenemos los siguientes resultados para el ángulo y el torque, como se observa en la figura 101 y 102

Figura 101. Angulo de la pierna izquierda empezando la fase de apoyo

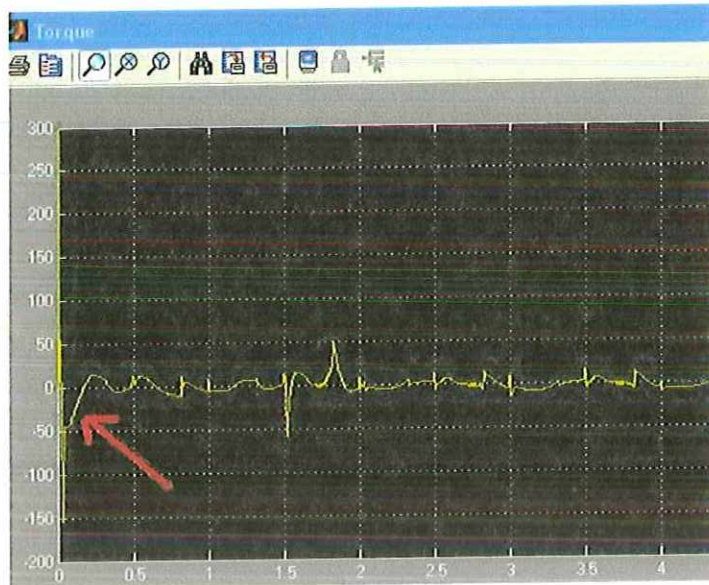


Fuente: Autores

Se observó el ángulo 0 dado que se encuentra totalmente recta y como al impulsarse hacia atrás y abandonar la fase de apoyo el ángulo es

negativo debido a que empieza a generar un movimiento en el sentido de las manecillas del reloj.

Figura 102. Torque Vs Tiempo en la fase de apoyo para la pierna izquierda

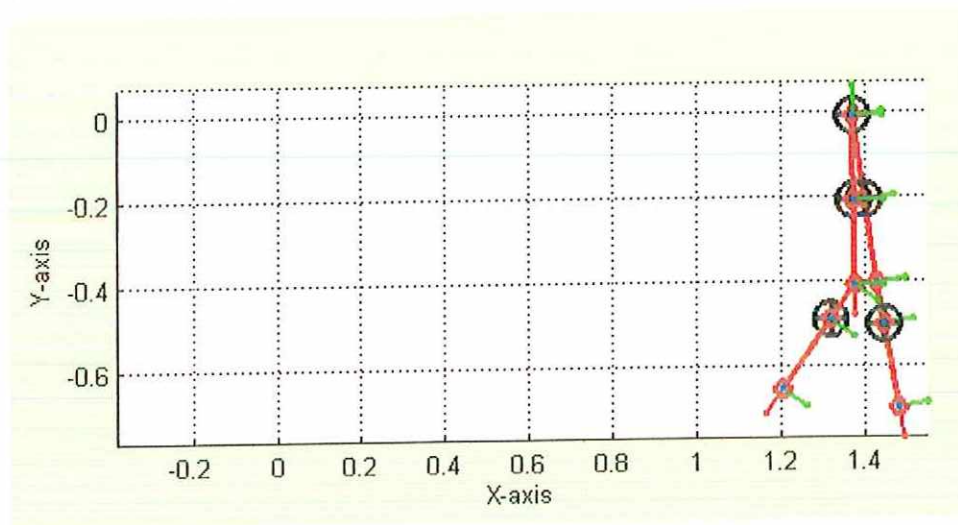


Fuente: Autores

Ya que en la fase de apoyo se necesita llevar la pierna hacia atrás, el actuador requiere generar una fuerza mayor que la fuerza de inercia en los centros de masa de la pantorrilla, como se evidencia en la figura 101, y va aumentando dependiendo del ángulo en el que se quiera llevar la pierna hacia atrás.

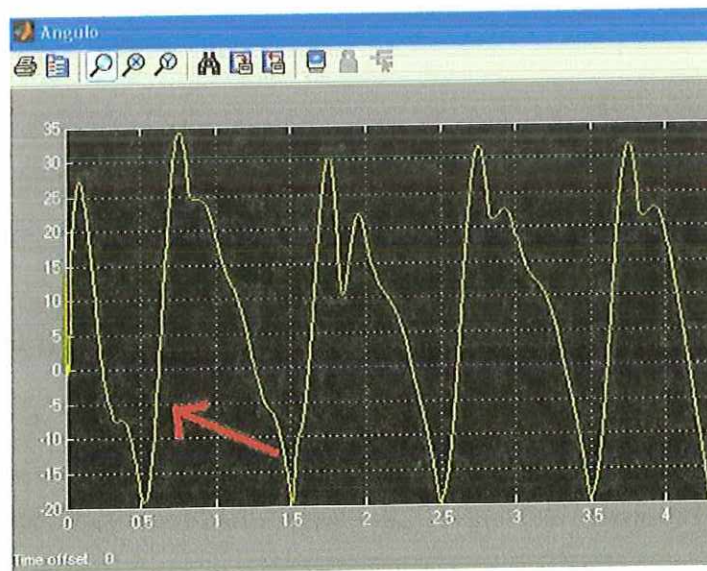
Como se observó en la figura 103 para el momento en el que la pierna izquierda termina la fase de apoyo observamos como el ángulo de la rodilla va a disminuyendo como se observa en la figura 104 y el torque que se requiere para levantar la pierna va aumentando, debido a que el actuador debe en pocas palabras levantar la pierna como se observa en la figura 105.

Figura 103. Pierna izquierda terminando la fase de apoyo



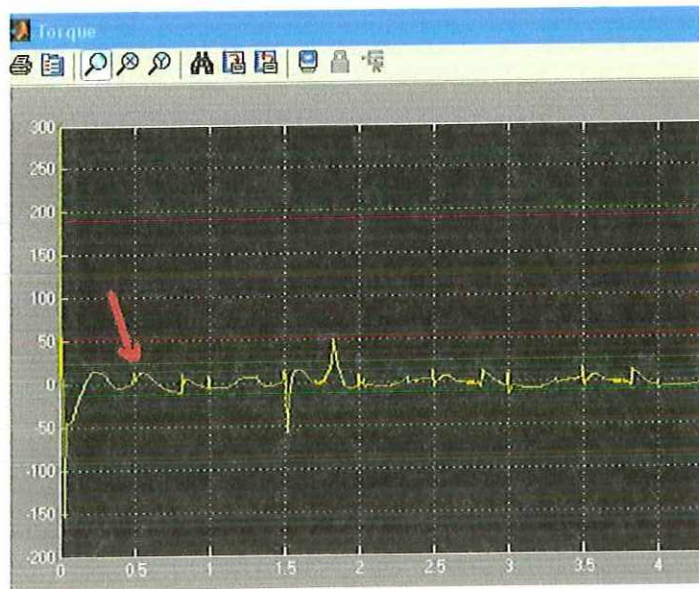
Fuente: Autores

Figura 104. Ángulo de la pierna izquierda terminando la fase de apoyo



Fuente: Autores

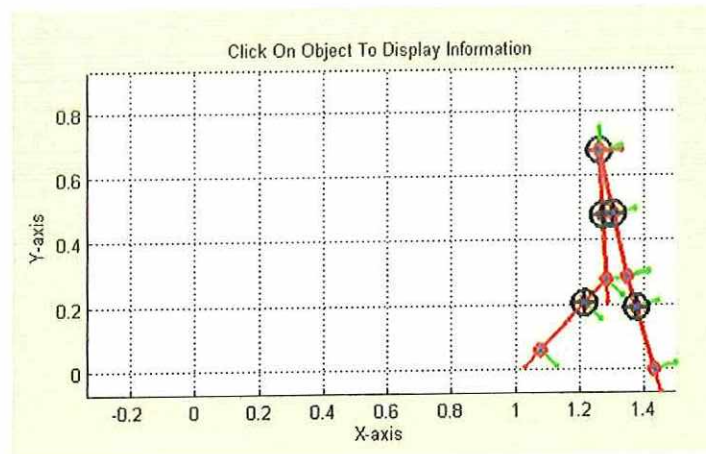
Figura 105. Torque del actuador de la pierna izquierda terminando la fase de apoyo



Fuente: Autores

Como se observó en la figura 106 la pierna izquierda empieza la fase de balanceo y como se orienta el sentido de la fuerza de inercia ubicada en el centro de masa de la pantorrilla.

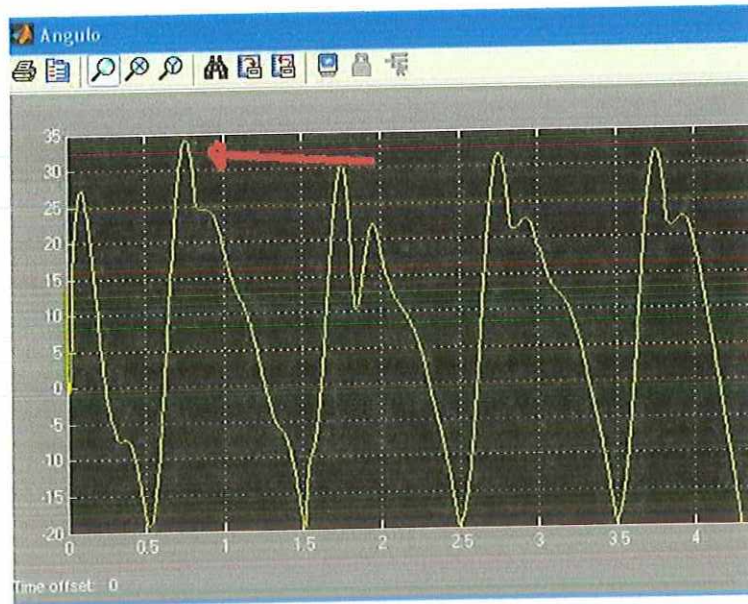
Figura 106. Pierna izquierda en fase de balanceo



Fuente: Autores

Se observó en la figura 107 en el comienzo de la fase de balanceo es donde la articulación de la rodilla llega a su máximo ángulo, teniendo este ángulo de referencia a la hora del diseño de la rodilla.

Figura 107. Ángulo de la rodilla izquierda empezando la fase de balanceo.



Fuente: Autores

El torque del actuador que genera el movimiento abandona a su máximo valor como se observa en la figura 108 y dado que las fuerzas de inercia presentes en el centro de masa de la articulación tienen el mismo sentido del movimiento que se genera en la fase de balanceo, reduce la demanda de torque en el actuador el cual terminando la fase de apoyo llega a $30\text{kg}\cdot\text{cm}^2$ siendo este su máximo valor y requisito a la hora de la elección del actuador.

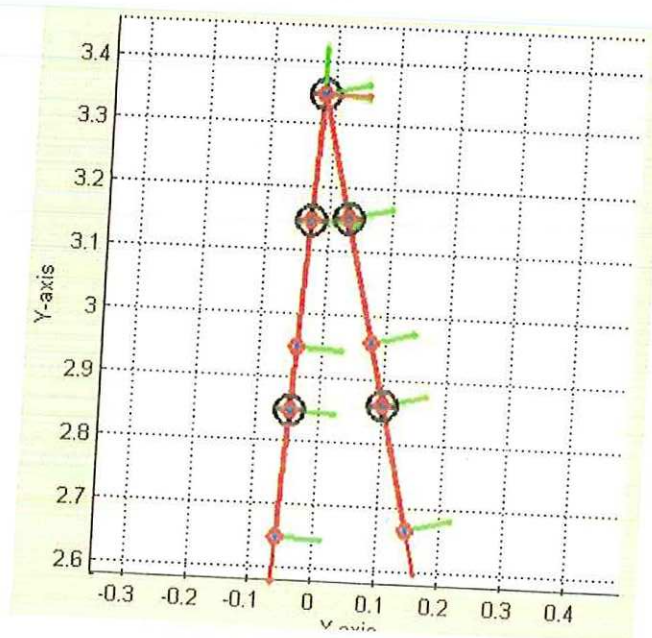
Figura 108. Torque del actuador de la rodilla izquierda en la fase de balanceo



Fuente: Autores

Paso Corto: Aproximadamente 30 cms. entre la cabeza del pie de la pierna que está en la fase de apoyo y el talón de la pierna que se encuentra en la fase de balanceo.

Figura 109. Extensión de paso corto (pierna derecha empezando la fase de balanceo y pierna izquierda empezando la fase de apoyo)

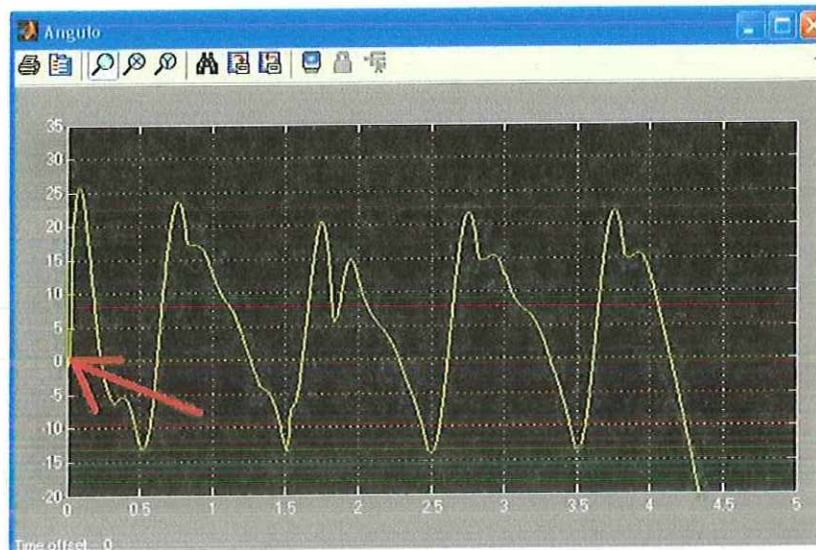


Fuente: Autores

Para la pierna izquierda la cual empieza la fase de apoyo tenemos los siguientes resultados para el ángulo y el torque, como se observa en la figura 110 y 111.

Como vemos el ángulo 0 dado que se encuentra totalmente recta y como al impulsarse hacia atrás y abandonar la fase de apoyo el ángulo es negativo debido a que empieza a generar un movimiento en el sentido de las manecillas del reloj.

Figura 110. Ángulo de la pierna izquierda empezando la fase de apoyo



Fuente: Autores

Ya que en la fase de apoyo se necesita llevar la pierna hacia atrás, el actuador requiere generar una fuerza mayor que la fuerza de inercia en los centros de masa de la pantorrilla, como se evidencia en la figura 111, y va aumentando dependiendo del ángulo en el que se quiera llevar la pierna hacia atrás.

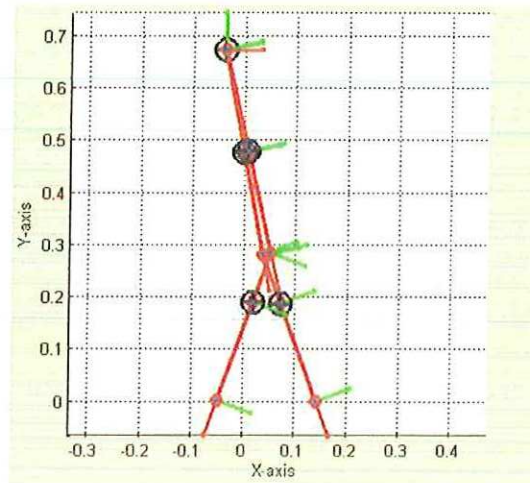
Figura 111. Torque Vs Tiempo en la fase de apoyo para la pierna izquierda



Fuente: Autores

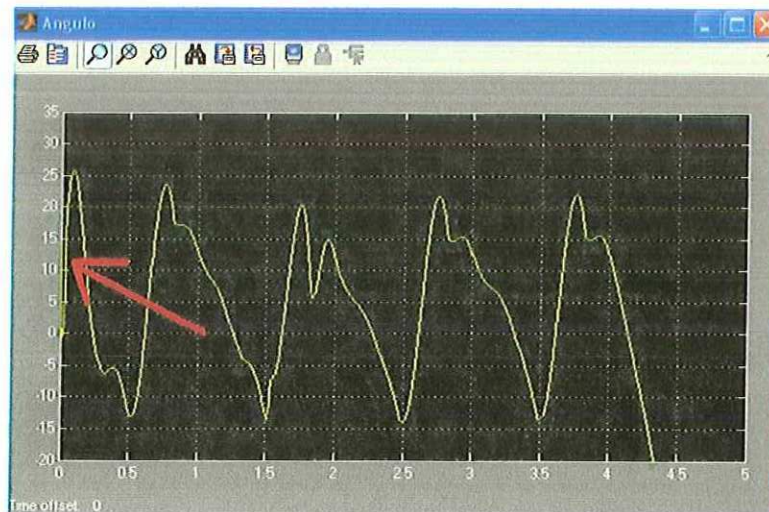
En la figura 112 se observa la pierna izquierda terminando la fase de apoyo el ángulo de la rodilla va aumentando y el torque requerido para levantar este peso se hace mayor, como se observa en las figuras 113 y 113.

Figura 112. Pierna izquierda terminando la fase de apoyo



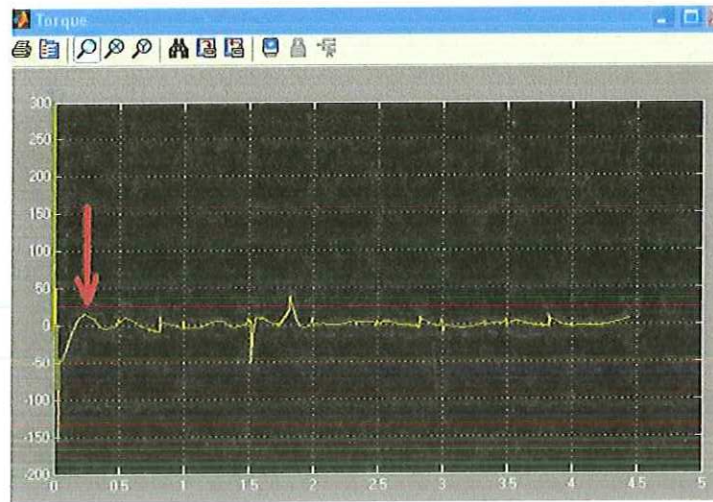
Fuente: Autores

Figura 113. Angulo del recorrido de la pierna izquierda en la fase de apoyo.



Fuente: Autores

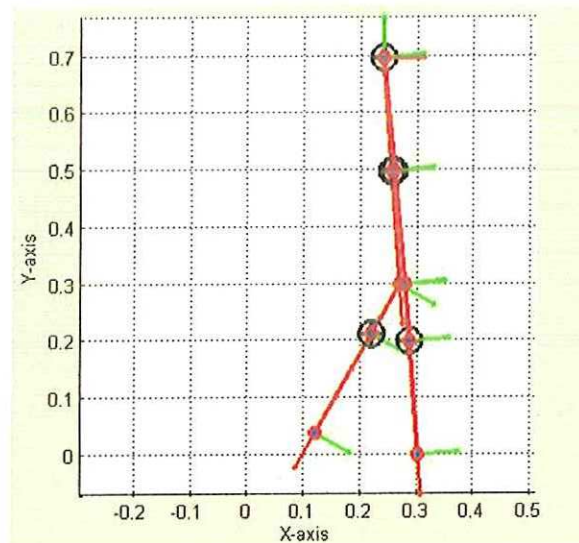
Figura 114. Torque generado en el actuador de la pierna izquierda en la fase de apoyo



Fuente: Autores

Como se observa en la figura 115 la pierna izquierda empieza la fase de balanceo y como se orienta el sentido de la fuerza de inercia ubicada en el centro de masa de la pantorrilla.

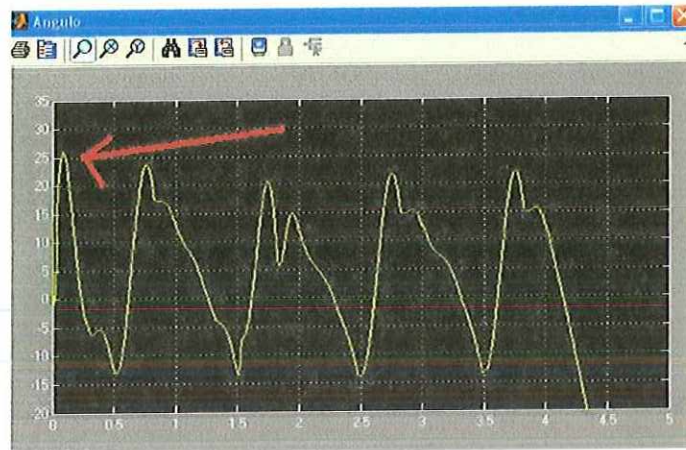
Figura 115. Pierna izquierda empezando la fase de balanceo



Fuente: Autores

Como se observa en la figura 116 en el comienzo de la fase de balanceo es donde la articulación de la rodilla llega a su máximo ángulo, teniendo este ángulo de referencia a la hora del diseño de la rodilla.

Figura 116. Ángulo del recorrido de la pierna izquierda en la fase de balanceo



Fuente: Autores

El torque del actuador que genera el movimiento abandona a su máximo valor como se observa en la figura 117 y dado que las fuerzas de inercia presentes en el centro de masa de la articulación tienen el mismo sentido del movimiento que se genera en la fase de balanceo, reduce la demanda de torque en el actuador el cual terminando la fase de apoyo llego a $18\text{kg}\cdot\text{cm}$ siendo este su máximo valor y requisito a la hora de la elección del actuador.

Figura 117. Torque generado por el actuador de la pierna izquierda en la fase de balanceo.



Fuente: Autores

Cabe resaltar que las graficas 108 y 117 nos ofrecen la información del torque requerido por el actuador para lograr el máximo ángulo en que la articulación debe girar para cada largo de paso, siendo el valor del torque máximo en el paso corto menor al torque requerido en el paso largo.

5.2.2 Diseño de rodilla de la prótesis vr

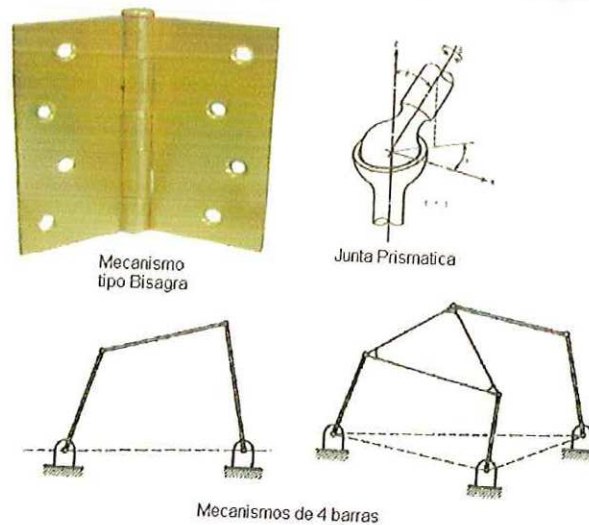
La rodilla es el principal elemento que compone una prótesis inferior Transfemoral, ya que es la encargada de generar los movimientos de flexión y extensión de la articulación y además debe ser capaz de soportar las cargas generadas por la persona en la fase de apoyo y balanceo.

Debido a esto se requiere un tipo de mecanismo que genere una trayectoria angular y que además ofrezca la estabilidad necesaria para a la hora de caminar.

En este proyecto se hizo énfasis en el diseño del mecanismo, y sus requerimientos de función en las diferentes fases de la marcha humana, (fase de apoyo y fase de balanceo).

Para generar un movimiento angular se disponen de mecanismos que van desde una simple bisagra, pasando por los mecanismos de eslabones hasta las juntas prismáticas como se observa en la figura 118.

Figura 118. Tipos de mecanismos para generar un movimiento angular



Fuente: Autores

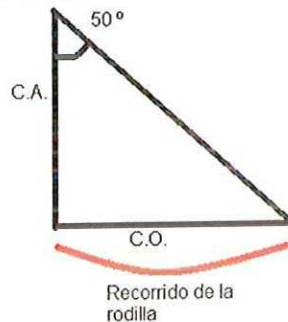
Las rodillas de eje sencillo tienen sus limitaciones. Debido a su sencillez, se mueven y no tienen control de postura; los amputados deben hacer uso de su fuerza muscular para mantenerse estables cuando están de pie. Los niños, con su ilimitada energía, no deberían tener problemas con esto pero las personas mayores sí podrían tenerlos

De hecho una rodilla requiere movimientos en los tres planos, pero para efectos prácticos y dado que el principal objetivo de este proyecto de grado fue lograr generar el movimiento necesario para el óptimo funcionamiento de una prótesis de miembro inferior diseñamos un mecanismo de 4 barras el cual nos ofrece múltiples tipos de trayectoria angular, diferentes a los ofrecidos por un mecanismo tipo bisagra, teniendo este además problemas de estabilidad hacia movimientos laterales.

El capítulo 5.2.1 se observó el valor de los ángulos recorridos por la articulación de la rodilla para diferentes longitudes del paso, tomemos como referencia los ángulos generados en el paso largo (Figura 107).

Con un valor aproximado de 50° y recurriendo a la trigonometría tenemos que:

Figura 119. Recorrido trigonométrico de la rodilla



Fuente: Autores

Angulo máximo en de la articulación de rodilla = 50°

Cateto Adyacente: 3.42 Pulgadas

Cateto opuesto (recorrido) = ?.

Y como Cateto opuesto = $\tan(\alpha) * (\text{cateto adyacente})$

Para un ángulo máximo de rotación de 50° de la rodilla tenemos un recorrido de aproximadamente 4 pulgadas.

Para un ángulo de rotación de 10° de la rodilla tenemos un recorrido aproximado de 0.6 pulgadas

Para un ángulo de rotación de 20° de la rodilla tenemos un recorrido aproximado de 1.5 pulgadas

Para un ángulo de rotación de 30° de la rodilla tenemos un recorrido aproximado de 1.96 pulgadas

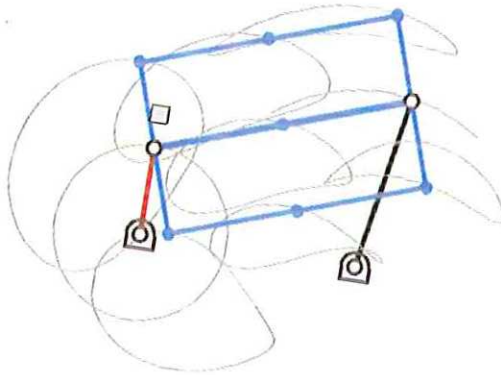
Para un ángulo de rotación de 40° de la rodilla tenemos un recorrido aproximado de 2.8 pulgadas

Por lo cual se hace necesario que el mecanismo de 4 barras cumpla con esa longitud de recorrido

El mecanismo de cuatro barras a sintetizar se compone de tres eslabones móviles y un eslabón fijo el cual actúa como bastidor o soporte (denominado eslabón tierra) de los tres eslabones móviles, dos giran en relación a puntos fijos de pivoteo, por lo que poseen un movimiento de tipo angular puro, el tercer eslabón restante, denominado eslabón conector, como su nombre lo indica, realiza la conexión física entre los dos eslabones en rotación.

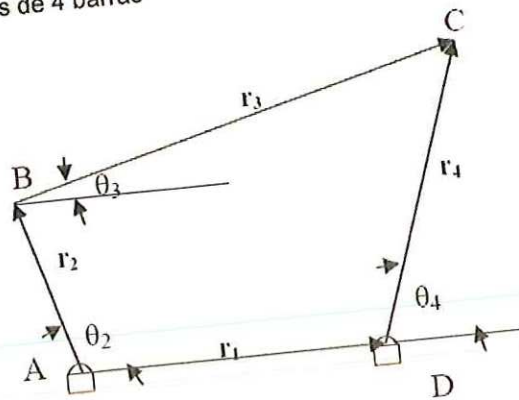
Uno de los usos habituales del mecanismo de 4 barras es el de generador de trayectorias. El acoplador del mecanismo tiene asociado un plano que se mueve con el mismo. Cada punto de este plano genera una trayectoria distinta. Así, se puede seleccionar una determinada trayectoria y utilizar el punto trazador para guiar otros eslabones. En la figura 120 se muestran las trayectorias de 9 puntos del acoplador

Figura 120. Mecanismo de 4 barras trazador



Fuente: Dpto, Tecnología. Univ. Jaime I. Castellon. España (www.tec.uji.es/d/IngMecDoc/)
De [50], ofrece una solución alternativa al mecanismo de 4 barras que incorpora las soluciones al mecanismo en sus con configuraciones abierta y cruzada tal y como se muestran en la figura 121.

Figura 121. Mecanismos de 4 barras



Fuente: Autores

Los ángulos α_4 pueden encontrarse de:

$$\theta_{4,2} = 2 \arctan \left(\frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A} \right) \quad (5.2.2.1)$$

Donde:

$$A = \cos \alpha_2 - K_1 - K_2 \cos \alpha_2 + K_3$$

$$B = -2 \sin \alpha_2$$

$$C = k_1 - (k_2 + 1) \cos \alpha_2 + k_3$$

Y

$$K_1 = r_1 / r_2$$

$$K_2 = r_1 / r_4$$

$$K_3 = (r_2^2 - r_3^2 + r_4^2 + r_2^2) / (2 * r_2 * r_4)$$

Por otra parte los ángulos α_3 pueden calcularse de la siguiente manera:

$$\theta_{3,4} = 2 \arctan \left(\frac{-E \pm \sqrt{E^2 - 4DF}}{2D} \right) \quad (\text{ec. } 5.2.2.2)$$

Donde:

$$D = \cos \alpha_2 - K_1 - K_4 \cos \alpha_2 + K_5$$

$$E = -2 \sin \alpha_2$$

$$F = k1 + (k4-1) \cos \alpha 2 + k5$$

Y

$$K1 = r1 / r3$$

$$K2 = r1 / r4$$

$$K3 = (r2^2 - r3^2 + r4^2 + r2^2) / (2*r2*r4)$$

Otra forma de representar este modelo de una forma escalar se da como:

$$\begin{aligned} r_2 \cos \theta_2 + r_3 \cos \theta_3 - r_4 \cos \theta_4 - r_1 &= 0 \\ r_2 \sin \theta_2 + r_3 \sin \theta_3 - r_4 \sin \theta_4 &= 0 \end{aligned} \quad (\text{ec. 5.2.2.3})$$

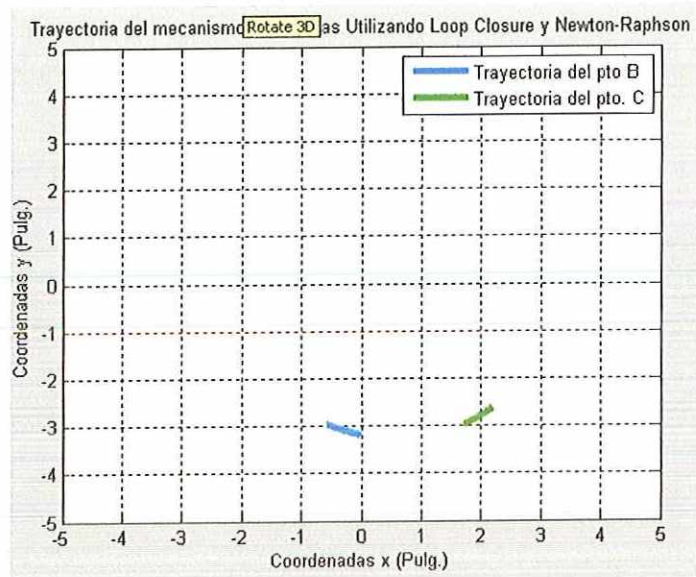
Dada la no linealidad de la ecuación 5.2.2.3 una forma de resolverla es aplicando el método de Newton-Raphson [51].

En el ANEXO A se describe el algoritmo en Matlab utilizando en método de Newton-Raphson para resolver las ecuaciones de posición del mecanismo de 4 barras y conocer las trayectorias de las juntas de cada eslabón.

Dados los ángulos obtenidos en la simulación de la marcha humana y teniendo como referencia la nomenclatura del mecanismo de 4 barras de la figura 121 se obtuvieron las siguientes trayectorias para el mecanismo de 4 barras.

Para un ángulo de giro de 10° de la articulación de la rodilla:

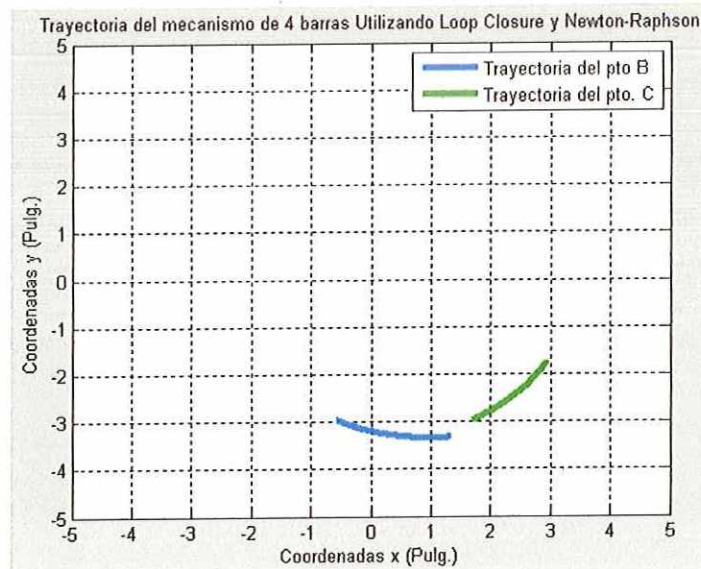
Figura 122 Trayectoria del punto B y C del mecanismo de 4 barras para un ángulo de giro de 10° de la articulación de rodilla.



Fuente: Autores

Se observó en la figura 122 que para un ángulo de giro de 10° en la articulación de la rodilla el recorrido del punto B es de 0.7 pulgadas, cumpliendo la condición de la deducción trigonométrica de los recorridos que debe generar el punto B del mecanismo de 4 barras.

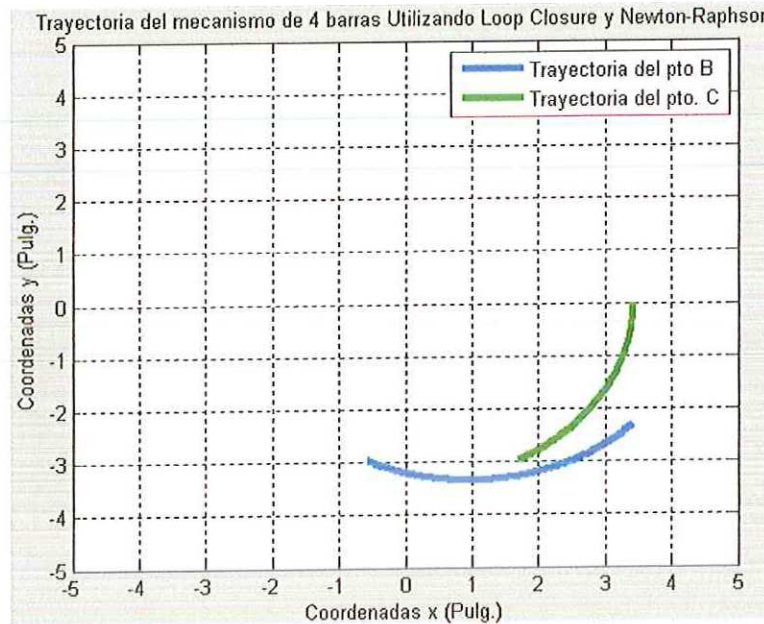
Figura 123 Trayectoria del punto B y C del mecanismo de 4 barras para un ángulo de giro de 30° de la articulación de rodilla.



Fuente: Autores

Para un ángulo de giro de 30° como se muestra en la figura 123, la trayectoria del punto B es aproximadamente 2 pulgadas.

Figura 124 Trayectoria del punto B y C del mecanismo de 4 barras para un ángulo de giro de 60° de la articulación de rodilla.



Fuente: Autores

Para un ángulo de 60° en la rotación de la rodilla tenemos una trayectoria de aproximadamente 4 pulgadas del punto B.

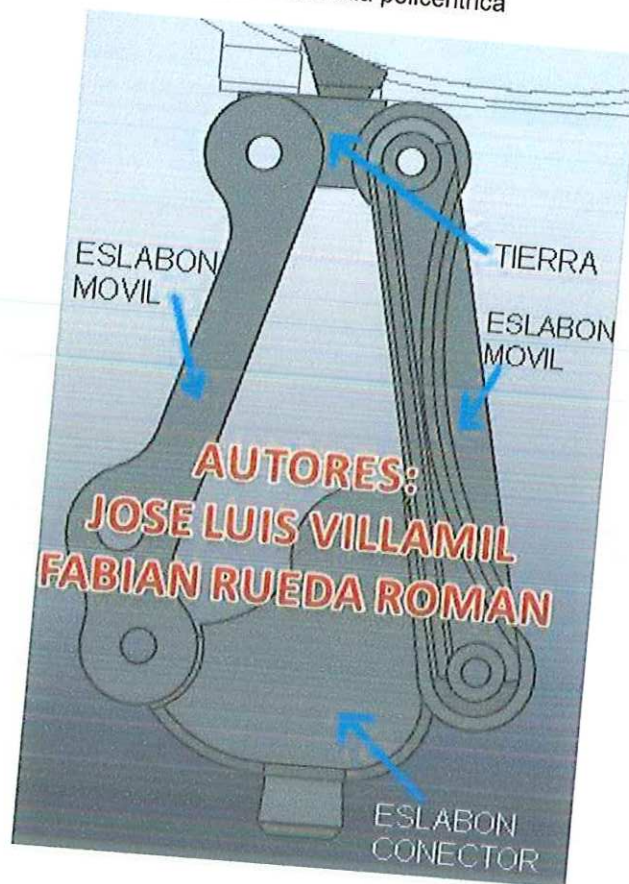
Dados estos resultados se diseñó la rodilla policéntrica.

Una rodilla policéntrica dispone de un eje que proporciona un movimiento angular, quedando este limitado a una amplitud del ángulo a generar en la trayectoria.

Dado que nuestra rodilla necesita un actuador para generar el movimiento de oscilación, esta requiere un cuerpo sólido que se encargue de ser el soporte de este actuador y también ser la columna vertebral del mecanismo de 4 barras.

En la figura 125 se describe el mecanismo de 4 barras utilizado en la rodilla policéntrica, la cual tiene un eslabón de tierra ubicado en la parte superior y sobre el cual encaja el socket del muñón del paciente, dos eslabones móviles, los cuales son los encargados de generar la trayectoria vista en las figuras 123 – 124, y un eslabón conector el cual acopla los dos eslabones móviles.

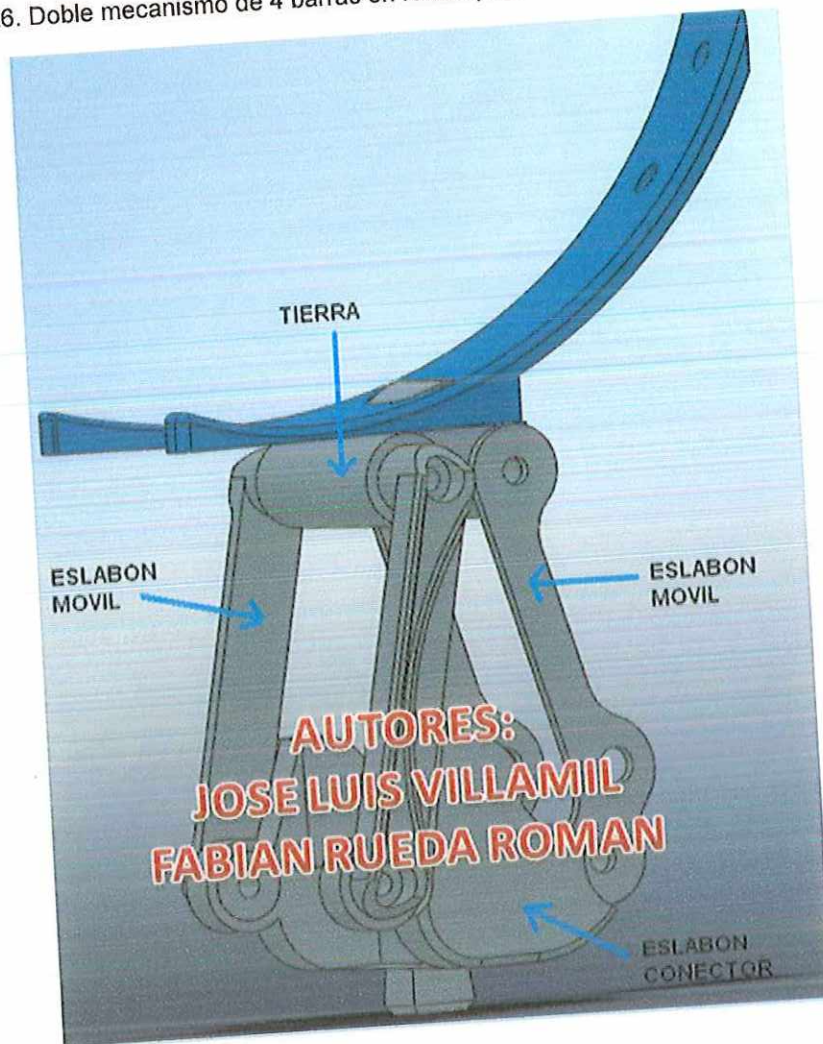
Figura 125. Mecanismo de 4 barras en rodilla policéntrica



Fuente: Autores

Un mecanismo de 4 barras por sí solo no generaría la estabilidad necesaria a la hora de entrar a la fase de apoyo, dado que estaría sujeto a esfuerzos laterales, teniendo en cuenta el movimiento en los tres ejes que el que está expuesta una articulación de rodilla, por esto se hace necesario un doble mecanismo de 4 barras como se muestra en la figura 126.

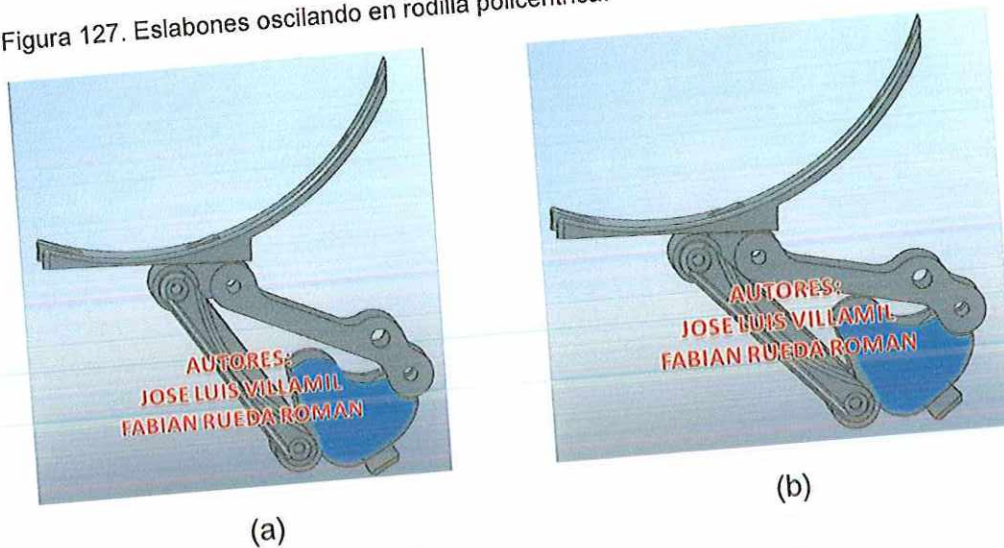
Figura 126. Doble mecanismo de 4 barras en rodilla policéntrica



Fuente: Autores

Un mecanismo de 4 barras ofrece la posibilidad de limitar en ángulo de giro de sus dos eslabones móviles, siendo su estado natural el que se muestra en la figura 126, un estado a medio recorrido como se muestra en la figura 127(a) y un estado máximo de oscilación el que se muestra en la figura 127 (b)

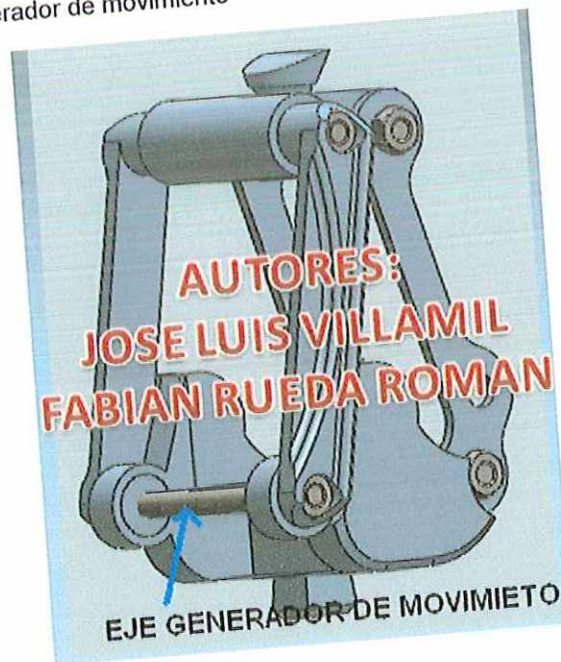
Figura 127. Eslabones oscilando en rodilla policéntrica.



Fuente: Autores

El eslabón conector dispone de un eje el cual es el encargado de generar movimiento en los eslabones móviles de los dos mecanismos de 4 barras, como se puede observar en la figura 128.

Figura 128. Eje generador de movimiento

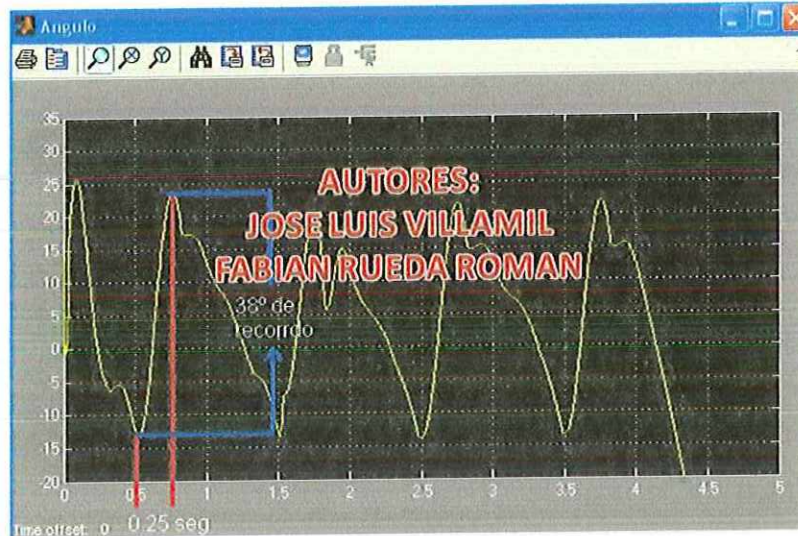


Fuente: Autores

Hay que tener en cuenta la velocidad de giro del mecanismo y el torque necesario para lograr los movimientos de extensión y flexión de la rodilla. De los datos obtenidos en la simulación de la marcha humana descrita en el capítulo 5.2.2.

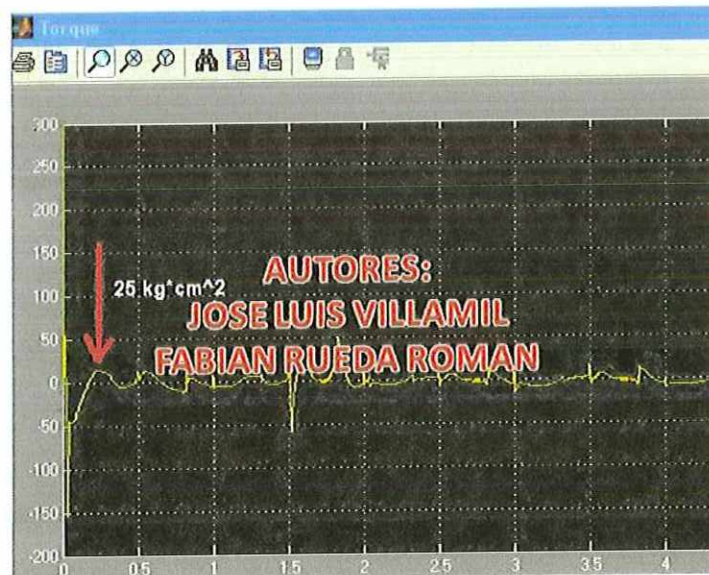
En la figura 129 se observó el tiempo requerido para llevar la rodilla de la fase de apoyo a la fase de balanceo, y él en la figura 130 se describió el torque máximo requerido para lograr este movimiento.

Figura 129. Tiempo requerido para llevar la rodilla de la fase de apoyo a la de balanceo



Fuente: Autores

Figura 130. Torque máximo requerido para llevar la rodilla de la fase de apoyo a la de balanceo



Fuente: Autores

Se observó que la articulación recorre 38° en 0.25, esto sería aproximadamente 120 revoluciones por minuto con un torque máximo de entre 20 y 25 kg*cm². Dados estos datos se hace primordial la elección del actuador.

Empresas como Buöhler [52] disponen de motores dc con los requerimientos necesarios de velocidad y torque, pero no se encuentran en el mercado local. El motor elegido fue el GHM-04 de la empresa lynxmotion [ANEXO E].

De las características técnicas del motor GHM-04 tenemos un torque máximo de $7.2 \text{ kg} \cdot \text{cm}^2$ a una velocidad de 175 rev/min, siendo estas características apropiadas de velocidad pero no es suficiente el torque otorgado por el actuador para mover el mecanismo, por lo cual se hizo necesario diseñar un mecanismo con el cual obtuvimos una ventaja mecánica.

Teniendo en cuenta que reducción de velocidad significa ganancia de fuerza, existen mecanismos como los tornillos sin fin corona o los trenes de engranajes que pueden otorgar la ventaja mecánica deseada.

El tornillo sin fin corona es tal vez el mecanismo que mayor ventaja mecánica ofrece, pero quedó descartado debido a que para una revolución completa del tornillo sin fin, solo se avanza un diente de la corona, reduciendo la velocidad del mecanismo al punto que no cumple los requisitos de velocidad determinados en la simulación de la marcha humana.

Se eligió un mecanismo de engranes helicoidales, como generadores de ventaja mecánica teniendo en cuenta los siguientes parámetros:

Velocidad de salida del mecanismo: 120 rev/min.

Velocidad de entrada del motor: 175 rev/min

Torque máximo del motor = $7.5 \text{ kg} \cdot \text{cm}^2$

Torque requerido por el mecanismo = $20 \text{ kg} \cdot \text{cm}^2$

Y teniendo en cuenta que:

$$F_{out} * V_{out} = F_{in} * V_{in} \quad (\text{ec. 5.2.2.3})$$

Tenemos:

$$F_{out} = 11 \text{ kg} \cdot \text{cm}^2$$

El mecanismo de engranajes helicoidales requiere una ventaja mecánica de 2 para cumplir el requisito de torque necesario para mover el mecanismo de 4 barras en la rodilla policéntrica.

Por lo tanto la relación de diámetros debe ser igual a 2

Sabiendo esto tenemos:

Para los dos engranes asumimos un modulo de 1

Engranaje del eje propulsor:

Modulo = 1

Número de dientes = 20

Diámetro Externo = 30.28

Diámetro primitivo = 28.28

Ángulo de la hélice = 45°

Paso primitivo = 88.79

Engranaje del motor:

Modulo = 1

Número de dientes = 10

Diámetro Externo = 16.14

Diámetro primitivo = 14.14

Ángulo de la hélice = 45°

Paso primitivo = 44.44

Teniendo en cuenta que la diferencia entre el radio de salida y el radio de entrada representa la ventaja mecánica otorgada por el juego de engranajes helicoidales tenemos.

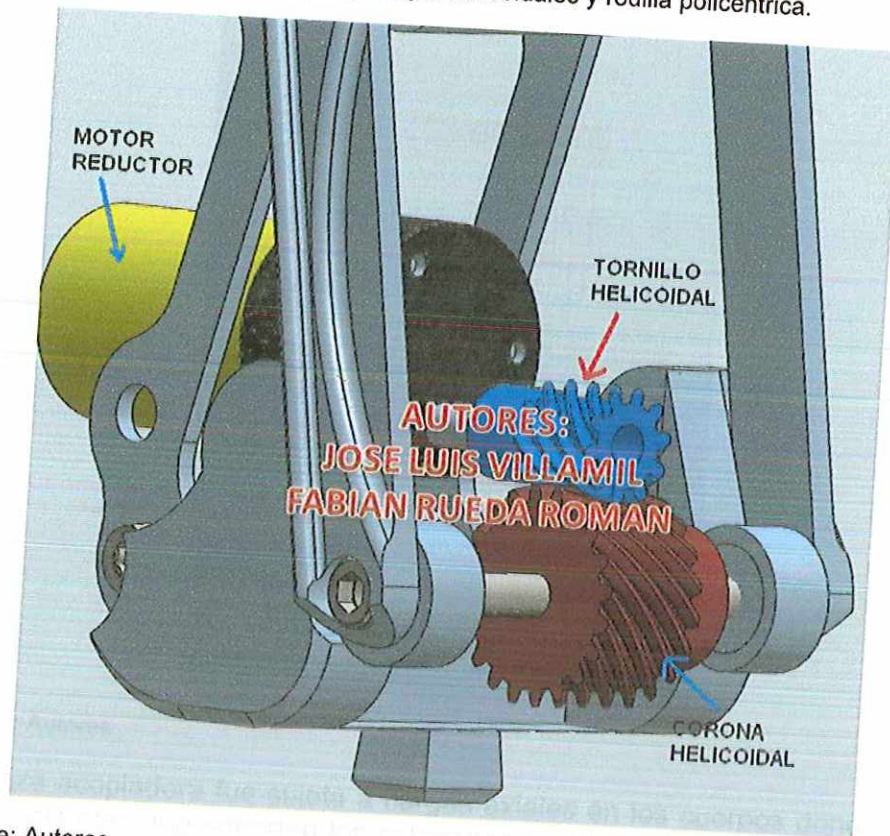
Ventaja mecánica = $30.28 / 16.14 = 2$

Ahora, **Ventaja mecánica * Fout = 22 Kg*cm²**

Gracias al mecanismo de engranajes helicoidales se obtuvo un torque de salida de 22 kg*cm² siendo el necesario para generar el movimiento en el mecanismo de 4 barras presente en la rodilla policéntrica.

En la figura 131 se observa el acople del motor, engranajes helicoidales y rodilla policéntrica.

Figura 131. Acople del motor, engranajes helicoidales y rodilla policéntrica.



Fuente: Autores

5.2.3 ANÁLISIS ESTRUCTURAL DE LA RODILLA

Cada pieza y eje q compone el mecanismo de rodilla policéntrica está expuesta a cargas puntuales y axiales generada por el peso del paciente y el mecanismo de propulsión. A continuación se realiza un análisis estructural a los principales componentes de este sistema utilizando una herramienta de CAE como lo es CosmosWorks.

Cada pieza y eje fue sometida a una carga de 100N, en las partes que estimamos reciben el mayor esfuerzo.

- **Pieza acopladora.**

Ubicada en la parte inferior de la rodilla, sirve como soporte a los ejes en que rotan los eslabones móviles y el actuador de la rodilla

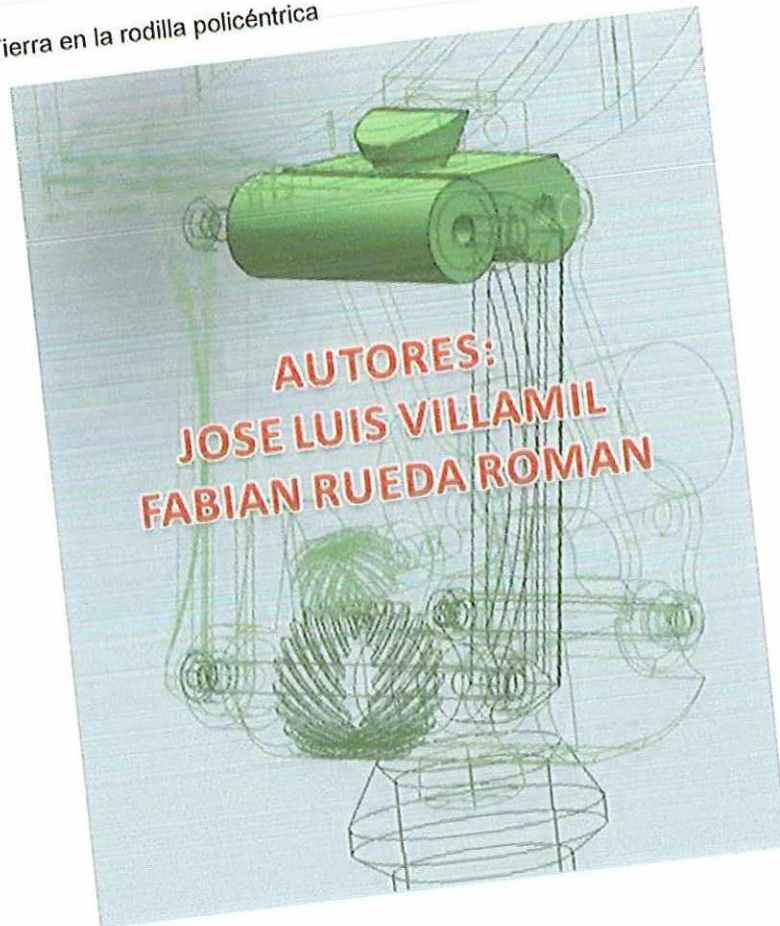
En la figura 132 se resalta la posición de la pieza acopladora en la prótesis.

- **Tierra.**

La tierra se ubica en la parte superior del mecanismo de 4 barras en la rodilla policéntrica como se observa en la figura 134. Llamado tierra debido a que es el eslabón que no se mueve.

La tierra está sometida a cargas axiales generadas por los ejes que acoplan los eslabones móviles al cuerpo de la rodilla y a cargas generadas por el peso del paciente.

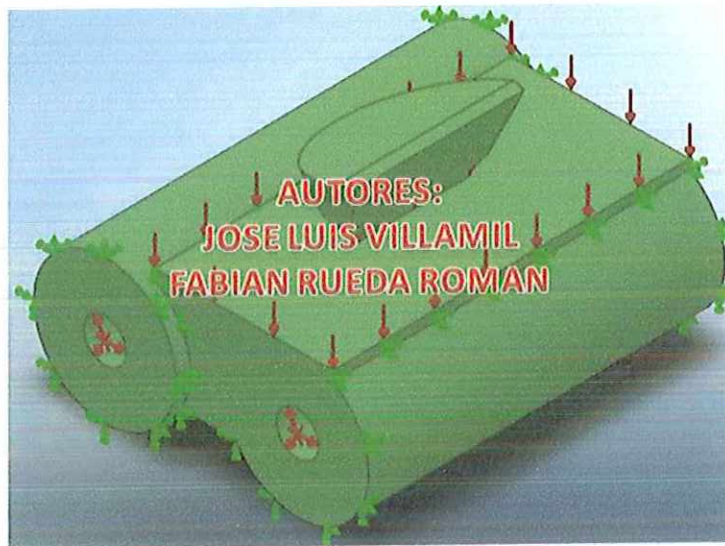
Figura 136. Tierra en la rodilla policéntrica



Fuente: Autores

La pieza llamada tierra fue sujeta a cargas axiales en los cuerpos donde se ubican los ejes que soportan los eslabones móviles y en la parte superior, siendo esta el soporte del paciente que encaja la rodilla y el socket del muñón, como se describe en la figura 137. Siendo las flechas de color rojo las fuerzas aplicadas y el sentido de las mismas y las flechas verdes las restricciones de movimiento de la pieza.

Figura 137. Cargas Axiales y fuerzas distribuidas aplicadas a la Tierra

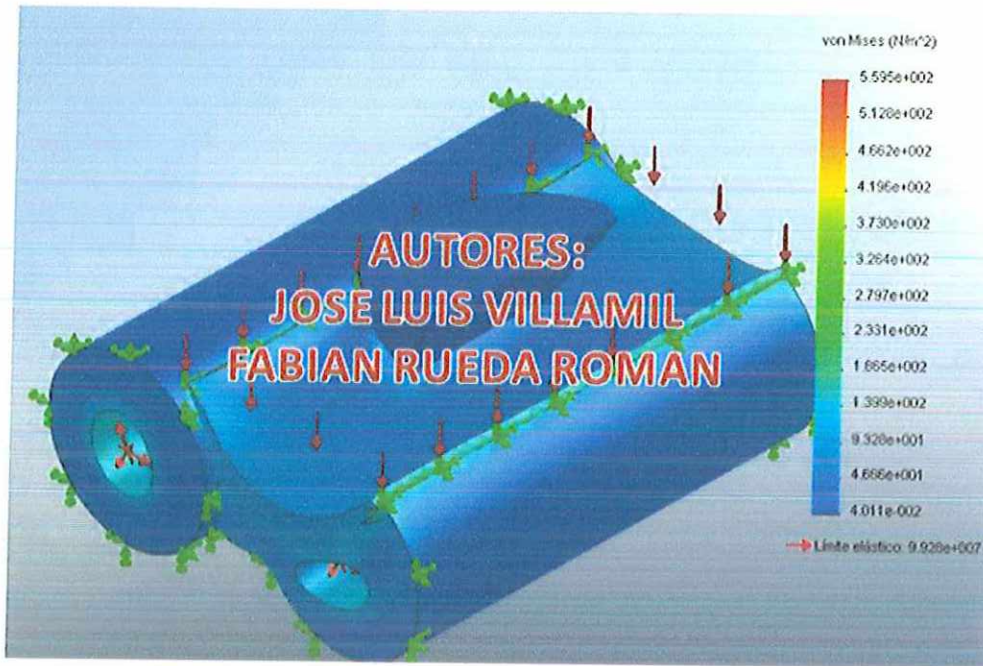


Fuente: Autores

Se observa en la figuras 138 la pieza llamada Tierra al ser sometida a una fuerza distribuida de 100N y a una carga axial de 100n no excede el límite de tensión situado en $1.86 \text{ E}2 \text{ N/m}^2$.

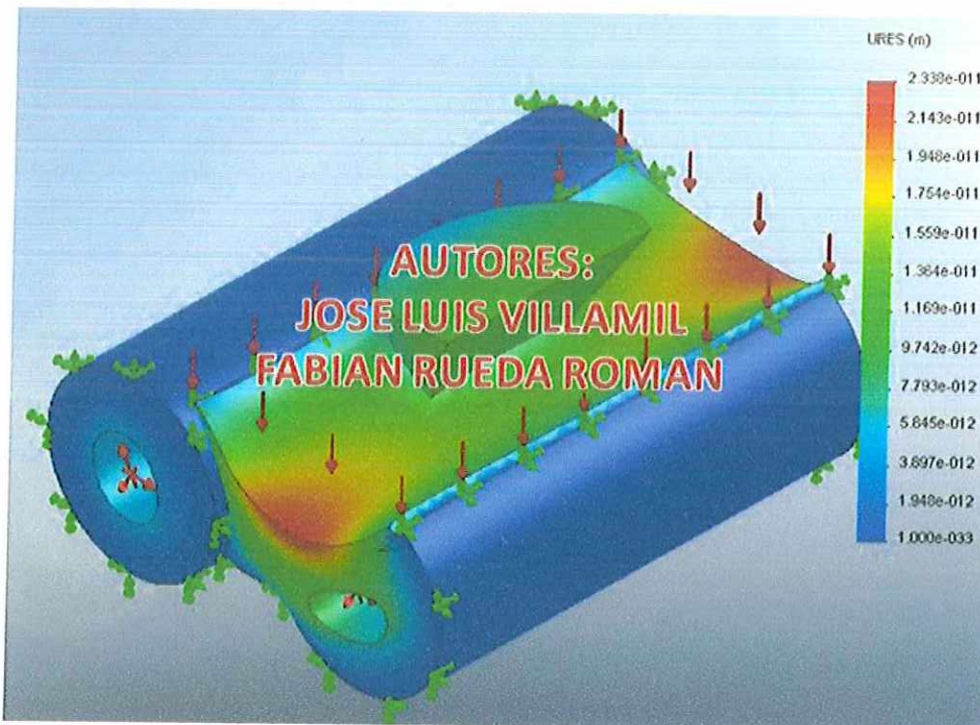
Además se observa en la figura 139 existen dos puntos en que la deformación es crítica, siendo está representada por el color rojo y por un valor de $2.33\text{e-}11 \text{ (m)}$. Pero dado que el área en que la deformación es crítica es pequeña podemos despreciar esta alarma observada en el informe de análisis estructural.

Figura 138. Tensiones en la pieza Tierra



Fuente: Autores

Figura 139. Deformación en la pieza Tierra



Fuente: Autores

5.3 DISEÑO ELECTRÓNICO PARA LA ADQUISICION DE SEÑALES EMG

La electromiografía de Superficie es una técnica no – invasiva para la detección de las señales eléctricas que se producen durante la contracción o distensión de un músculo. La adquisición de la señal biológica consiste esencialmente de una etapa donde se involucra el elemento primario de medición como son los electrodos, una etapa de amplificación de la señal, una etapa de filtrado y una etapa de adquisición de datos hacia el dispositivo que realiza el análisis de la señal.

A continuación se detalla cada una de las etapas necesarias para la adquisición y tratamiento de la señal biológica.

5.3.1 Electroodos Superficiales.

Con estos electrodos se puede obtener una idea de la electrogénesis global del músculo, pero no detectan potenciales de baja amplitud o de elevada frecuencia. Se utilizaron electrodos adhesivos para ECG MEDITRACE, siendo éstos lo más adecuados para EMG superficial.

5.3.2 Ubicación de los sensores.

Las señales bioeléctricas están altamente relacionadas con la posición del electrodo sobre el musculo del interés. Debido a esto, es necesario que la ubicación de los electrodos sea consistente en sesiones consecutivas de estudio. Para determinar la ubicación de los electrodos se recomienda utilizar la normatividad correspondiente [53] donde se encuentran sugerencias para la ubicación de los electrodos sobre 27 zonas musculares distintas.

El objetivo al ubicar los electrodos es conseguir una ubicación estable donde se pueda obtener una buena señal electromiográfica. Los electrodos se pueden ubicar sobre la superficie de la piel de manera longitudinal, o transversal.

Se ubicaron los electrodos bipolares de manera transversal sobre dos músculos (Tensor Fasciae Latae y Quadriceps Femoris) siendo estos los encargados de generar el movimiento del muñón en la fase de apoyo y balanceo

➤ Tensor Fasciae Latae:

Tabla 6. Recomendación ubicación de electrodos en el musculo Tensor Fasciae Latae

Musculo	
Nombre	Tensor Fasciae Latae
Anatomía del músculo	
Origen	Parte anterior de la cresta Iliaca
Función	Aducción, Rotación y flexión de la pierna
Recomendación ubicación del sensor	
Ubicación	En la línea de la spina iliaca anterior superior y el femoral lateral condyle 1/6.
Distancia entre electrodos	20 mm.

Fuente: Disponible e línea <http://www.seniam.org/>

Figura. 140 Ubicación de electrodos en el musculo Tensor Fasciae Latae



Fuente: Disponible e línea <http://www.seniam.org/>

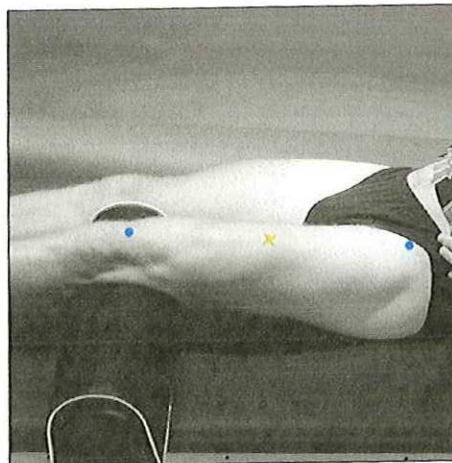
➤ Quadriceps Femoris

Tabla 7. Recomendación ubicación de electrodos en el musculo Quadriceps Femoris

Musculo	
Nombre	Quadriceps Femoris
Anatomía del músculo	
Origen	En la cabeza anterior de la espina iliaca inferior
Función	Extensión de la articulación de la rodilla y flexión de la articulación de la cadera.
Recomendación ubicación del sensor	
Ubicación	Los electrodos deben colocarse en el 50% en la línea de la espina iliaca anterior.
Distancia entre electrodos	20 mm.

Fuente: Disponible e línea <http://www.seniam.org/>

Figura. 141 Ubicación de electrodos en el musculo Quadriceps Femoris

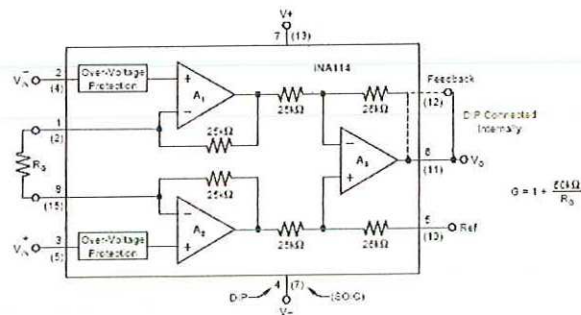


Fuente: Disponible e línea <http://www.seniam.org/>

5.3.3 Amplificación de la señal electromiográfica

Para la etapa de amplificación y separación galvánica de la señal se utilizó un amplificador diferencial de referencia INA114 con características como se aprecia en las siguientes figuras y tablas.

Figura 142. Esquemático INA114



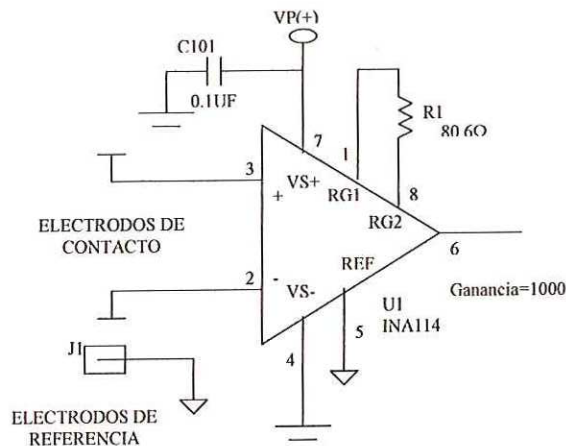
Fuente: Disponible e línea <http://www.depeca.uah.es/docencia/BIOING/fb/ina114.pdf>

Tabla 8. Características eléctricas del INA114

Parametro	Condiciones	INA114BP			UN
		MIN	TYP	MAX	
Common – Mode Rejection	G=1000	115	120		Db
Rango de entrada en modo común		±11	±13.5		V
offset vs Power Supply	Vs=±2.25V a ±18V		0.5 + 2/G	3 + 10/G	µV/V

Fuente: Disponible e línea <http://www.depeca.uah.es/wwwnueva/docencia/BIOING/fb/ina114.pdf>

Figura 143. Conexión del amplificador de instrumentación.



Fuente: Autores del proyecto

El propósito de esta etapa es eliminar el ruido en modo común, y amplificar la señal EMG hasta un valor que pueda ser procesado por otros medios o etapas electrónicas.

La ganancia para esta etapa de amplificación es de 1000 lo que permitió apreciar la señal EMG de forma efectiva hasta valores que oscilan en 15 mVpp.

De [67] se tiene la impedancia para la piel totalmente seca, la cual tiene un valor de 60.000 Ohm, por lo cual se escogió un amplificador que tuviera una mayor impedancia que la de la piel. El valor de la impedancia del amplificador de instrumentación es de $10E10$ Ohm, lo cual es ideal para la implementación en este proyecto.

5.3.4 Filtrado Análogo

El objetivo del filtrado, es confirmar el rango de frecuencia de la señal EMG, cuando los músculos sometidos a prueba ejecutan una contracción voluntaria. La señal EMG es muy susceptible a fuentes de ruido.

Las líneas de potencia eléctrica, son unas de esas fuentes de ruido asignadas al ambiente que inducen corrientes eléctricas que viajan a través del cuerpo humano. El incluir un amplificador diferencial y unos electrodos de calidad son la garantía para disminuir el ruido de ambiente o externo, pero para efecto de análisis es necesario filtrar la señal EMG. La ultima fuente de ruido es la naturaleza quasi – randómica de la misma señal EMG, lo cual significa que solo una parte de la señal es útil para efectos del análisis. Específicamente hablando la señal EMG tiene un rango útil de 20 – 500 Hz, y aquellas frecuencias que se encuentran por fuera de este rango deben ser filtradas.

La etapa de filtrado se logra colocando dos filtros en cascada como son un filtro pasa bajo y un filtro pasa altos, ambos de segundo orden. El diseño de cada uno de los filtros se presenta a continuación y para ello se utilizó el OPAM TLC082CN

Tabla 9. Características eléctricas TLC082CN

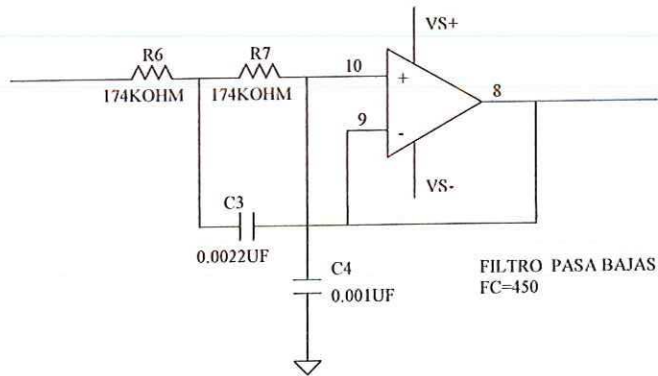
Parámetro	Condiciones	TLC082CN			
		MIN	TYP	MAX	UN
Offset. Voltaje de entrada	$T_{amb} = +25^{\circ}C$		3	10	μV
Resistencia de entrada en modo común	$T_{amb} = +25^{\circ}C$		10^{12}		Ω
CMRR	$V_D = 2.5 V$	80	86		δB
Impedancia de salida CL	$F = 1 MHz$		140		Ω
Bandwidth			2.5	4	MHz
Slew Rate			16		$V/\mu s$

Fuente: <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/SGSThomsonMicroelectronics/mXvvyw.pdf>

➤ Filtro pasa bajos

Se diseñó un filtro pasa-bajo tipo butterworth de segundo orden con una frecuencia de corte de 450 Hz.

Figura 144. Filtro pasa bajos. Segundo orden



Fuente: autores del proyecto

Consideraciones de diseño

Se asumió la ganancia del voltaje de entrada como $A_v = 1V_{pp}$ dado que las señales EMG al ser amplificadas se encuentran en el orden de los micro-voltios.

$$A_v = 1V_{pp}$$

$$Q = 0,5 \sqrt{\frac{C_3}{C_4}} = 0,5 \sqrt{\frac{0,0022\mu}{0,001\mu}} = 0,7416$$

$$f_p = \frac{1}{2R\pi\sqrt{C_3C_4}} = \frac{1}{2 * 174k\pi\sqrt{C_3C_4}} = 616,7Hz$$

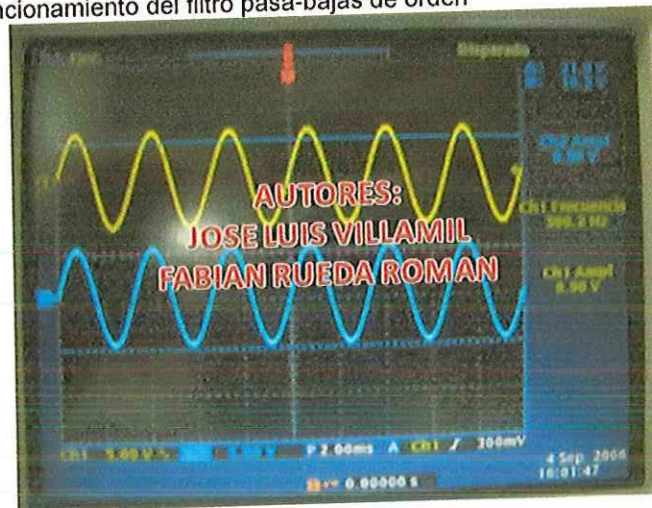
$$f_0 = 0,333 * f_p = 205Hz$$

$$f_c = 0,471 * f_p = 290Hz$$

$$f_3 = 1,057 * f_p = 652Hz$$

En la figura 145 se muestra el funcionamiento del filtro pasa-bajas de orden 2 a una señal senoidal de 300Hz con una amplitud de 10V. La línea amarilla muestra la señal de entrada al filtro y la azul representa la señal de salida del filtro, observando la amplitud de salida es mayor al 0.707% de la señal de entrada.

Figura 145 Funcionamiento del filtro pasa-bajas de orden



Fuente: Autores

En la figura 146 se muestra el funcionamiento del filtro pasa-bajas de orden 2 a una señal senoidal de 458.7 Hz, con una amplitud de 10V. La línea amarilla muestra la señal de entrada al filtro y la azul muestra la señal de salida del filtro, observando que el voltaje de salida es el 0.707% del voltaje de entrada, siendo 458.7 Hz la frecuencia de corte.

Figura 146. Funcionamiento del filtro pasa-bajas de orden en frecuencia de corte

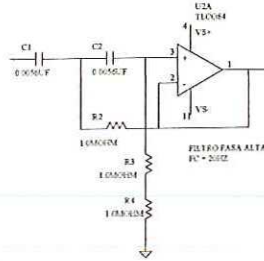


Fuente: Autores del proyecto

➤ Filtro pasa altas

Se diseñó un filtro pasa-altas tipo butterworth de segundo orden con una frecuencia de corte de 20 Hz

Figura 147. Filtro pasa altos. Segundo orden



Fuente: autores del proyecto

CONSIDERACIONES DE DISEÑO

Se asumió la ganancia del voltaje de entrada como $A_v = 1V_{pp}$ dado que las señales EMG al ser amplificadas se encuentran en el orden de los micro-voltios.

$$A_v = 1V_{pp}$$

$$Q = 0,5 \sqrt{\frac{R_3 + R_4}{R_2}} = 0,5 \sqrt{\frac{2M}{1M}} = 0,707$$

$$f_p = \frac{1}{2C\pi\sqrt{R_2R_4}} = \frac{1}{2 * 0.056\mu * \pi\sqrt{2M^2}} = 20Hz$$

$$f_c = f_p / 1 = 2Hz$$

$$f_3 = f_p / 1 = 2Hz$$

En la figura 148 se muestra el funcionamiento del filtro pasa-altas de orden 2 a una señal senoidal de 20.22 Hz, con una amplitud de 10V. La línea azul muestra la señal de entrada al filtro y la amarilla muestra la señal de salida del filtro, observando que el voltaje de salida es el 0.707% del voltaje de entrada, siendo 20 Hz la frecuencia de corte

Figura 148. Funcionamiento del filtro pasa-altas de segundo orden

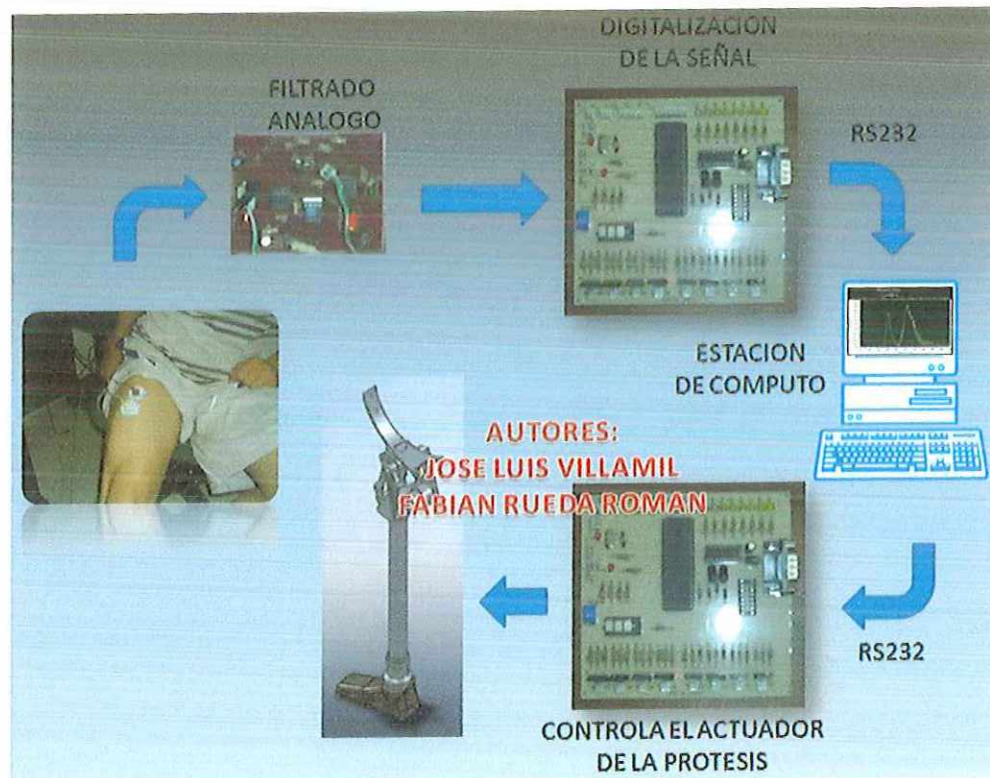


Fuente: Autores del proyecto

Una vez se realizó el procesamiento de la señal y se identificó el tipo de movimiento realizado por el amputado, se envió un valor ASCII hacia el micro-controlador el cual mediante un PWM se encarga de **“regular la velocidad de la prótesis en la fase de balanceo”**

Esta interfaz electrónica cuenta con 8 entradas digitales, 6 entradas analógicas, 6 salidas digitales y dos salidas PWM siendo el PIC 16f877A el encargado de realizar las tareas de muestreo, digitalización a 10 bits, envío y recepción de datos vía puerto serial a 115200 Kb/s. En la figura 150 se observa el esquema de funcionamiento del sistema.

Figura 150. Esquema control prótesis mioeléctrica de miembro inferior.



Fuente: Autores

5.3.6 Tratamiento digital de las señales emg

La clasificación de señales, su compresión y la información dispuesta en ellas son ejemplos de problemas clásicos en la teoría de la señal. El problema de la clasificación de señales mioeléctricas, cae dentro del dominio de la teoría de la señal.

Se eligió el software Labview versión estudiantil 8.6 de National Instruments el cual es un paquete de software que brinda a los usuarios habilidades autónomas y listas para usar para procesamiento de señales y a los desarrolladores les brinda herramientas y utilidades de alto nivel para procesamiento de señales digitales

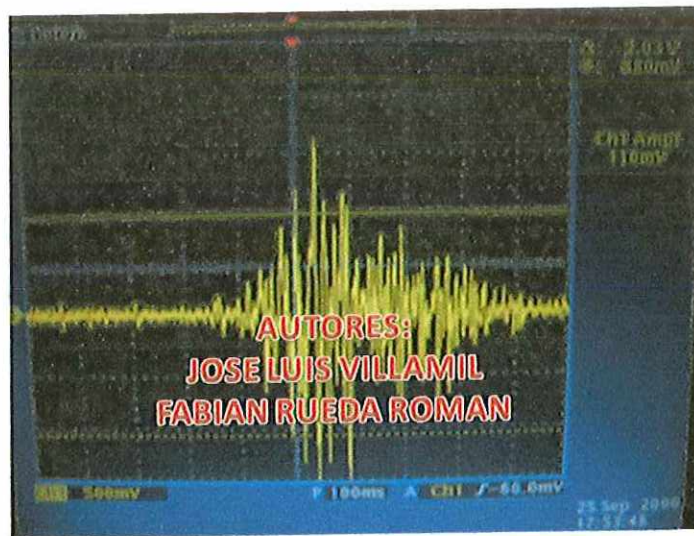
La clasificación de señales para el control de la prótesis mioeléctrica involucra las siguientes fases:

- Extracción de características: Las señales de EMG son evaluadas temporal y espectralmente obteniendo así una idea del tipo de movimiento realizado por el amputado.
- Clasificación de patrones: Se aplica un procedimiento de discriminación en el que se compara el parámetro seleccionado del patrón de entrada con los parámetros de referencia establecidos con anterioridad, para determinar la correspondencia del patrón con uno de los estados posibles

➤ Extracción de características.

La extracción de características es un paso importante en el proceso de reconocimiento de patrones. En el caso de las señales EMG, un patrón está representado por una señal $x(t)$ en el dominio del tiempo, como la que se muestra en la figura 151.

Figura 151. Señal EMG



Fuente: Autores

Normalmente las señales en el tiempo son de duración limitada y se encuentran muestreadas y convertidas en formato digital. En tales

situaciones es más apropiado representar un patrón como una secuencia de tiempo finita $x[1], x[2], \dots, x[n]$. El presentar esta secuencia directamente al clasificador es algo impráctico debido al gran número de entradas y a la aleatoriedad de la señal. Por lo tanto, la secuencia $x(n)$ debe ser reducida a un vector $x = (x_1, x_2, \dots, x_d)$, con $d \ll n$, llamado vector de características, el cual caracteriza la señal y permite que el clasificador presente un entrenamiento estable, y se logre una clasificación con un buen porcentaje de acierto [55].

Se pueden considerar dos métodos para la extracción de características: aproximación paramétrica y no paramétrica. En la aproximación paramétrica se tienen modelos tales como AR (autoregressive model), MA (moving average) y ARMA.

En la aproximación no paramétrica se consideran generalmente dos métodos: aproximación temporal y aproximación espectral, pero también pueden ser considerados métodos de aproximación tiempo-frecuencia.

La extracción de características se realizó a partir de aproximación temporal, modelamiento paramétrico AR, transformada de Fourier (FFT), transformada de Fourier con ventana deslizante (STFT) y transformada Wavelet. De esta forma se generó un vector híbrido de características que permitió la identificación de las señales EMG.

A continuación se estudiarán las características encontradas para un conjunto de datos electromiográficos

- **Aproximación temporal.**

El comportamiento de una señal en el dominio del tiempo entrega características significativas las cuales dan una idea del comportamiento frecuencial de la señal y de su intensidad.

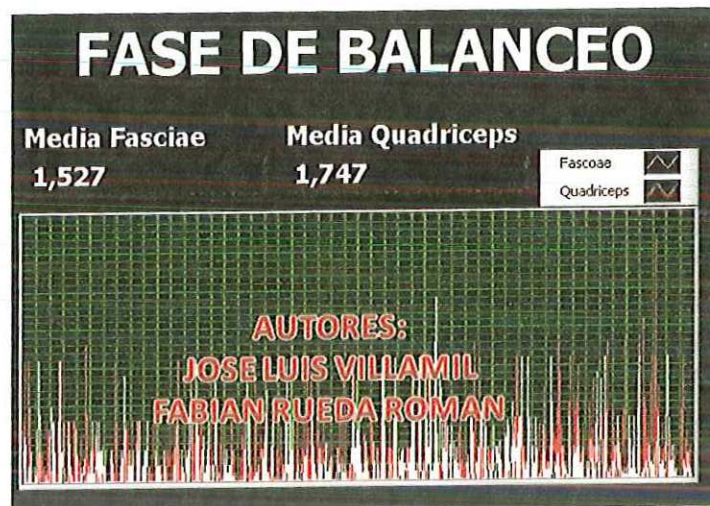
Para este caso se utilizó un conjunto de características, definidas por [56]:

- ❖ Valor medio absoluto.
- ❖ Cruces por 0
- ❖ Cambio de pendiente
- ❖ Longitud de onda.

Valor medio absoluto:

Con el valor medio absoluto de la señal podemos calcular el área bajo la curva de la señal generada por el amputado a la hora de realizar determinado movimiento. Cabe resaltar que en cada movimiento no todos los músculos intervienen pudiendo así diferenciar entre el tipo de movimiento y la intensidad con el que este fue realizado.

Figura 154. Valor Medio Absoluto de las señales EMG de los músculos Fasciae y Quadriiceps Femoris en la fase de balanceo

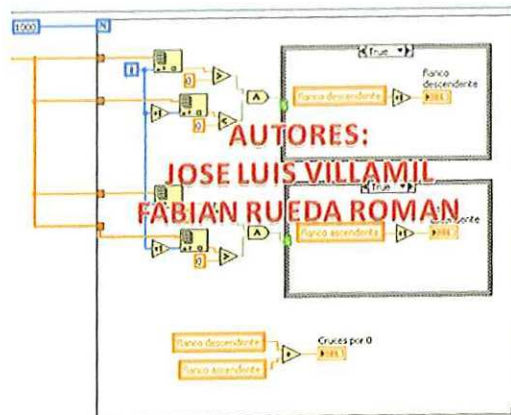


Fuente: Autores

Cruces por 0

Representa los cambios de polarización de las unidades motoras, y así establece la duración de la señal en el músculo.

Figura 155. Programa en Labview para hallar los cruces por 0 de una señal.



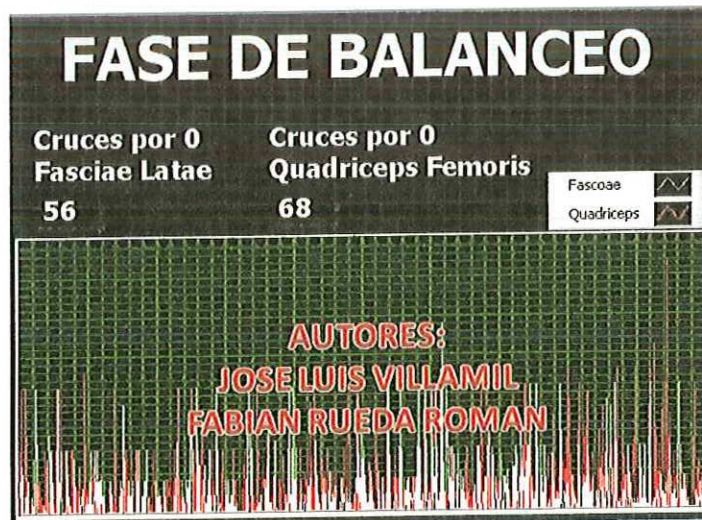
Fuente: Autores

Figura 156. Cruces por 0 para una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadripecs Femoris en la fase de apoyo.



Fuente: Autores

Figura 157. Cruces por 0 para una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadripecs Femoris en la fase de balanceo.

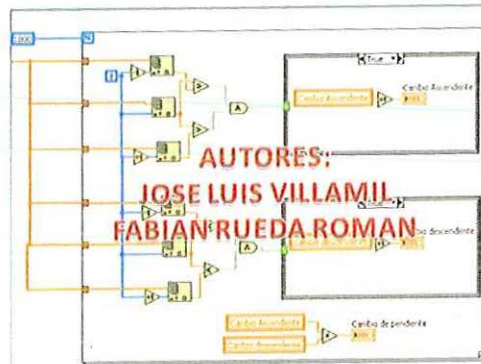


Fuente: Autores

Cambio de pendiente:

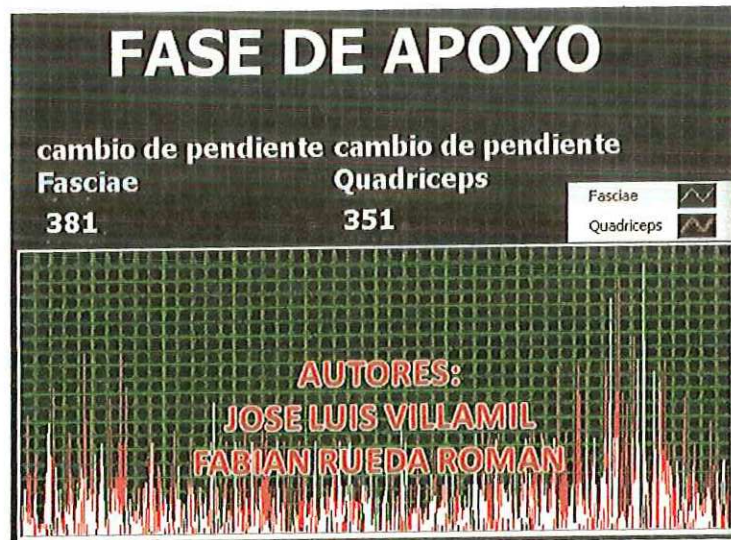
Ofrece información de la frecuencia que puede tener la señal, hallando el número de veces que cambia la pendiente en la señal

Figura 158. Programa en Labview para hallar el de pendiente en una señal EMG



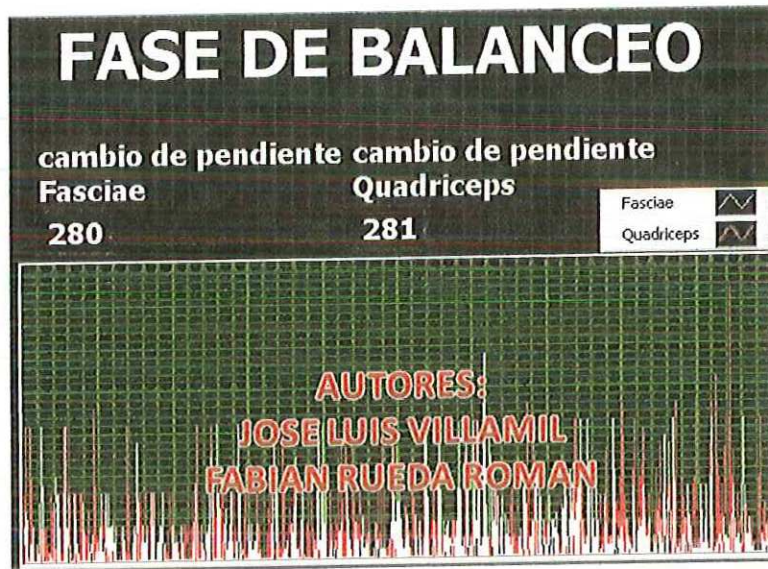
Fuente: Autores

Figura 159. Cambio de pendiente de una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadriiceps Femoris en la fase de apoyo.



Fuente: Autores

Figura 160. Cambio de pendiente de una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadriceps Femoris en la fase de balanceo.

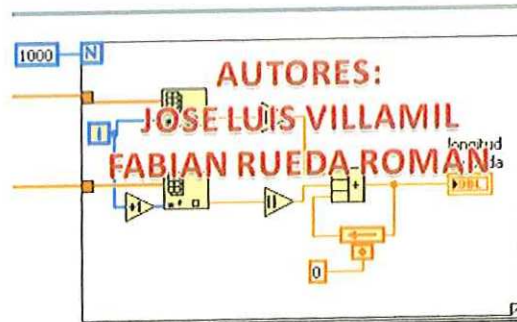


Fuente: Autores

Longitud de onda:

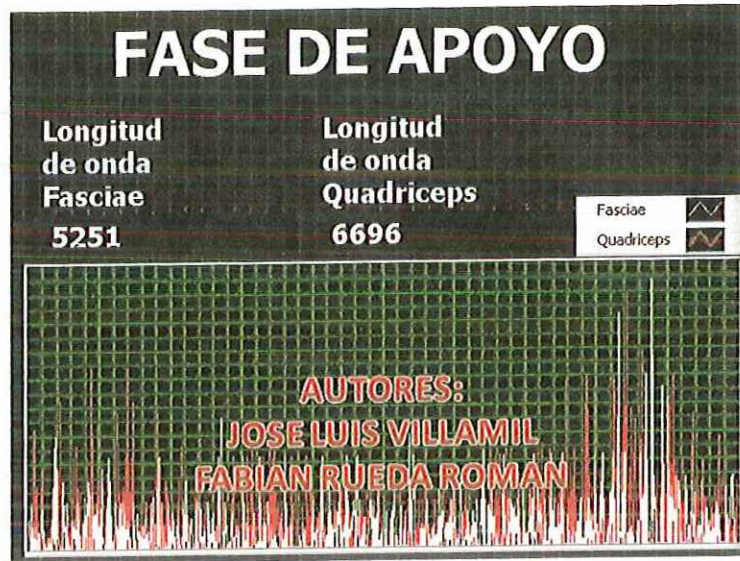
Con el valor de la longitud de onda se pudo referenciar una acción del musculo respecto a una acción anterior, debido a que la longitud de onda es el acumulado de la distancia entre dos muestras consecutivas

Figura 161. Programa en Labview para halla la longitud de onda de una señal EMG



Fuente: Autores

Figura 162 Longitud de onda de una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadriiceps Femoris en la fase de apoyo.



Fuente: Autores

Figura 163 Longitud de onda de una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadriiceps Femoris en la fase de balanceo



Fuente: Autores

Tabla 10. Convenciones aproximación temporal.

Tipo de característica	Convención
Valor Medio Absoluto	VMA
Cruces por Cero	CPC
Cambio de Pendiente	CP
Longitud de Onda	L

Fuente: Autores

o **Modelo paramétrico AR**

Se debe tener en cuenta que en este modelamiento paramétrico la caracterización de la señal de entrada es altamente dependiente del orden P del modelo, por lo tanto, la selección de este orden P es muy importante.

De [57] y [58] se conoció que orden óptimo del filtro está entre $P = 5$ y $P = 10$, y que no se observa diferencia en modelos AR de este orden para los tres primeros coeficientes. Se determinó entonces que los coeficientes que mejor representan la señal EMG son los tres primeros coeficientes del modelo.

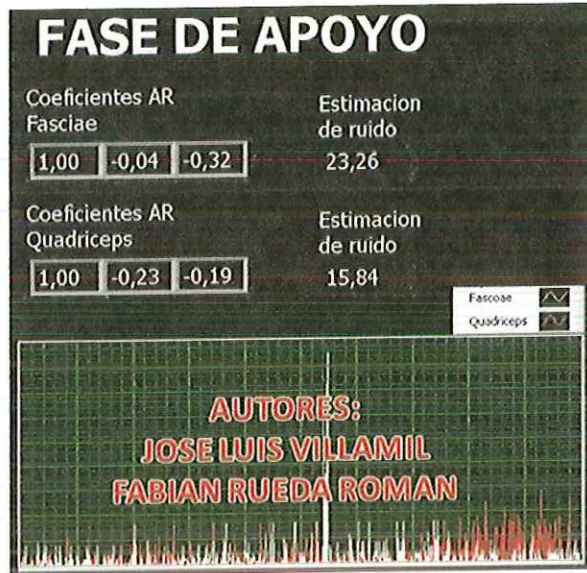
Por tal motivo, se utilizó un modelo de orden $P = 5$, y las características extraídas fueron los 3 coeficientes de menor orden del modelo [58], utilizando el método de la covarianza.

Figura 164. Programa en Labview para hallar el modelo auto-regresivo (AR) utilizando el método de la covarianza.



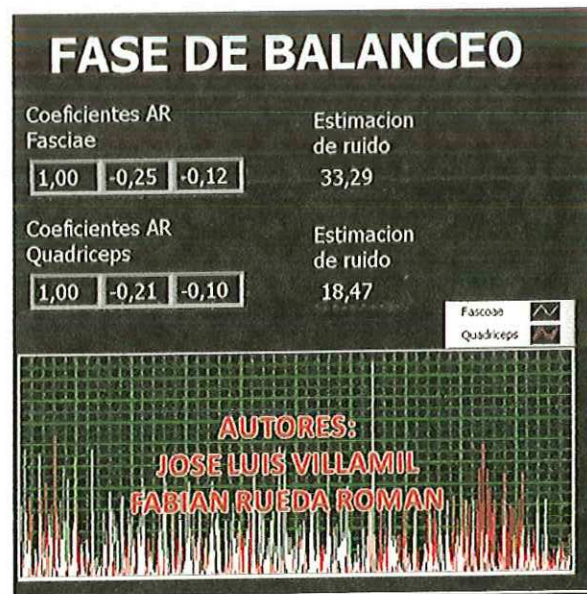
Fuente: Autores

Figura 165. Calculo de los coeficientes paramétricos AR de una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadriciceps Femoris en la fase de apoyo.



Fuente: Autores

Figura 166. Calculo de los coeficientes paramétricos AR de una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadriciceps Femoris en la fase de balanceo



Fuente: Autores

Tabla 11. Convenciones características extraídas del modelo paramétrico

Tipo de característica	Convención
Coeficiente a2	a2
Coeficiente a3	a3
Coeficiente a4	a4

Fuente: Autores

o Análisis Frecuencial.

El análisis frecuencial (llamado también time – series analysis [59]) determina en que frecuencia se encuentra la mayor magnitud de la señal, la potencia y la energía presente en ella. Para esto se utilizó el siguiente método de extracción de información frecuencial.

Periodograma.

De [60] se tiene que los mejores resultados en clasificación de patrones de movimiento se obtienen utilizando una ventana Hamming utilizando el Periodograma.

A partir de este cálculo se extraen las siguientes características:

- Potencia Máxima.
- Potencia Promedio.

Figura 167. Programa en Labview para hallar el Periodograma de una señal



Fuente: Autores

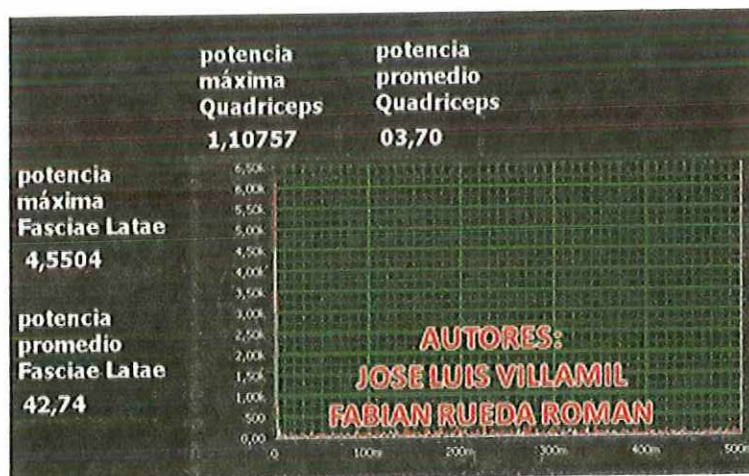
En las figuras 168 y 169 se evidencia que las potencias extraídas de la señal EMG generada en la fase de apoyo determinan que en el músculo Quadriceps Femoris es mayor, respecto a la potencia máxima generada por el musculo Fasciae Latae, esto debido a que se necesita un mayor esfuerzo muscular del Quadriceps Femoris para poder apoyar el pie y mantenerlo firme hasta que se produzca nuevamente otro paso.

Figura 168. Periodograma aplicado a una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadriceps Femoris en la fase de apoyo.



Fuete: Autores

Figura 169. Periodograma aplicado a una señal EMG de los músculos Fasciae y Quadriceps Femoris en la fase de balanceo



Fuente: Autores

Tabla 12. Convención para la aproximación espectral

Tipo de característica	Convención
Potencia Máxima	Pmax
Potencia Promedio	Pm

Fuente: Autores

- **Aproximación con Wavelets Packets.**

Para la extracción de características utilizando la descomposición con Wavelet Packets, se utilizó una función de costo, o función de información Shannon, la cual corresponde a la función de mínima entropía [60], [61].

“Entropía es un concepto en termodinámica, mecánica estadística y teoría de la información, pero es también la cantidad de "ruido" o "desorden" que contiene o libera un sistema. De esta forma, podremos hablar de la cantidad de información que lleva una señal” [62]

“En un experimento aleatorio, una variable aleatoria X puede tomar distintos valores posibles en distintas repeticiones (realizaciones del experimento). Como algunos valores de X son más probables que otros, existe una distribución de probabilidad de los valores de X , la que depende del experimento elegido.

La entropía asociada a la variable X es un número que depende directamente de la distribución de probabilidad de X , e indica lo plana que es esa distribución. Una distribución es plana (tiene alta entropía) cuando todos los valores de X tienen probabilidades similares, mientras que es poco plana cuando algunos valores de X son mucho más probables que otros. En una distribución de probabilidad plana (con alta entropía) es difícil poder predecir cuál es el próximo valor de X que va a presentarse, ya que todos los valores de X son igualmente probables” [62].

Dado que la señal EMG es una señal aleatoria en el tiempo varias muestras registradas de un mismo movimiento van a tener alta entropía entre sí, caso contrario con señales registradas en otros músculos que no intervienen en la generación del mismo movimiento, teniendo estas comparadas con las primeras una baja entropía.

Las características seleccionadas fueron los valores de entropía mínimos (máxima información) resultantes de todos los paquetes para cada uno de los niveles de descomposición [56], utilizando 5 niveles de descomposición y una wavelet del tipo Daubechies de orden 6.

Como se observa en la figura 68, ***“La descomposición de Wavelets Packets consta de un banco de filtros, siendo los filtros de las ramas izquierda filtros de pasa alta, los cuales dejan pasar las señales con alta aleatoriedad, correspondiendo estos coeficientes valores de baja entropía.” [Autores].***

Figura 170. Programa en Labview para hallar los coeficientes Wavelets de una señal

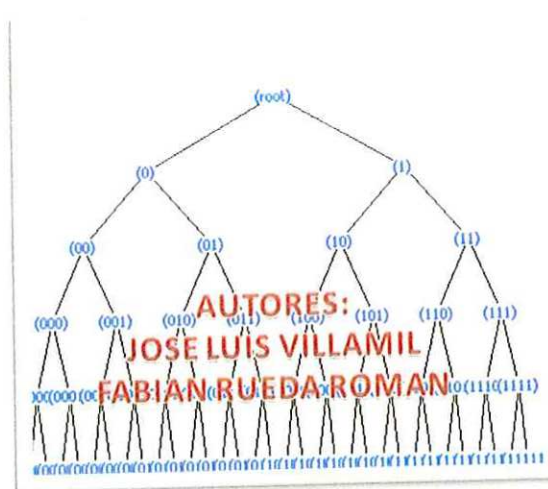


Fuente: Autores

Precisamente Las características seleccionadas fueron los valores de mínima entropía de cada uno de los 5 niveles de descomposición.

Como se observa en la figura 171 cada coeficiente tiene su path (dirección), dada por un valor en binario. Por ejemplo si quisiéramos el segundo coeficiente del tercer nivel el path sería entonces 001

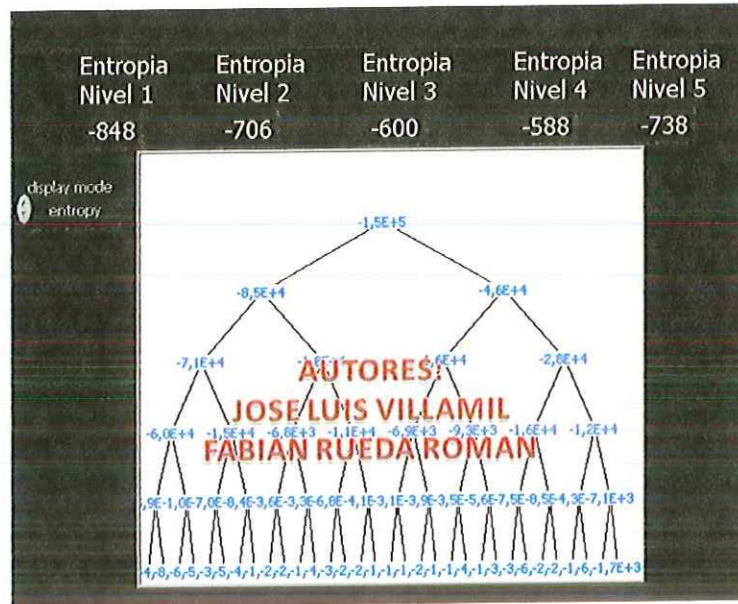
Figura 171. Representación grafica de las direcciones de una descomposición wavelet aplicada con 5 niveles a una señal EMG



Fuente: Autores

Así entonces extraemos los coeficientes que representan la mínima entropía, como se observa en la figura 172.

Figura 172. Coeficientes de mínima entropía de una señal EMG del músculo Fasciae Latae en la fase de apoyo descompuesta con Wavelets Packets.



Fuente: Autores

Al aplicar la descomposición con Wavelets Packets a los músculos Fasciae Latae y Quadriceps Femoris en la fase de apoyo y balanceo se obtuvo:

Tabla 13. Niveles de mínima entropía para el músculo Fasciae Latae en la fase de apoyo

Músculo: Fasciae Latae fase de apoyo				
Nivel 1	Nivel 2	Nivel 3	Nivel 4	Nivel 5
-848	-706	-600	-588	-738

Fuente: Autores

Tabla 14. Niveles de mínima entropía para el músculo Fasciae Latae en la fase de balanceo

Músculo: Fasciae Latae fase de balanceo				
Nivel 1	Nivel 2	Nivel 3	Nivel 4	Nivel 5
-353	-213	-160	-140	-149

Fuente: Autores

Tabla 15. Niveles de mínima entropía para el músculo Quadriceps Femoris en la fase de apoyo

Músculo: Quadriceps Femoris fase de balanceo				
Nivel 1	Nivel 2	Nivel 3	Nivel 4	Nivel 5
-159	-101	-949	-900	-938

Fuente: Autores

Tabla 16. Niveles de mínima entropía para el músculo Quadriceps Femoris en la fase de balanceo

Musculo: Quadriceps Femoris fase de balanceo				
Nivel 1	Nivel 2	Nivel 3	Nivel 4	Nivel 5
-372	-249	-218	-222	-276

Fuente: Autores

Tabla 17. Convenciones para la descomposición con Wavelets Packets

Tipo de característica	Convención
Entropía mínima nivel de descomposición 1	EM1
Entropía mínima nivel de descomposición 2	EM2
Entropía mínima nivel de descomposición 3	EM3
Entropía mínima nivel de descomposición 4	EM4
Entropía mínima nivel de descomposición 5	EM5

Fuente: Autores

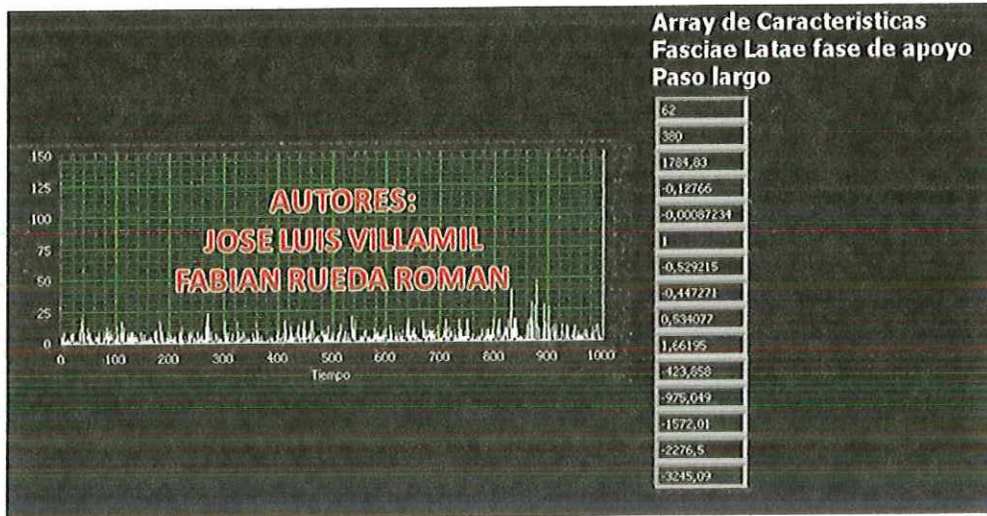
Se definieron 2 tipos de movimientos a identificar:

- Paso largo
- Paso corto

Cada músculo monitoreado tiene su patrón en particular para cada movimiento deseado, con lo cual se obtuvo las funciones discriminantes para cada músculo y para cada movimiento.

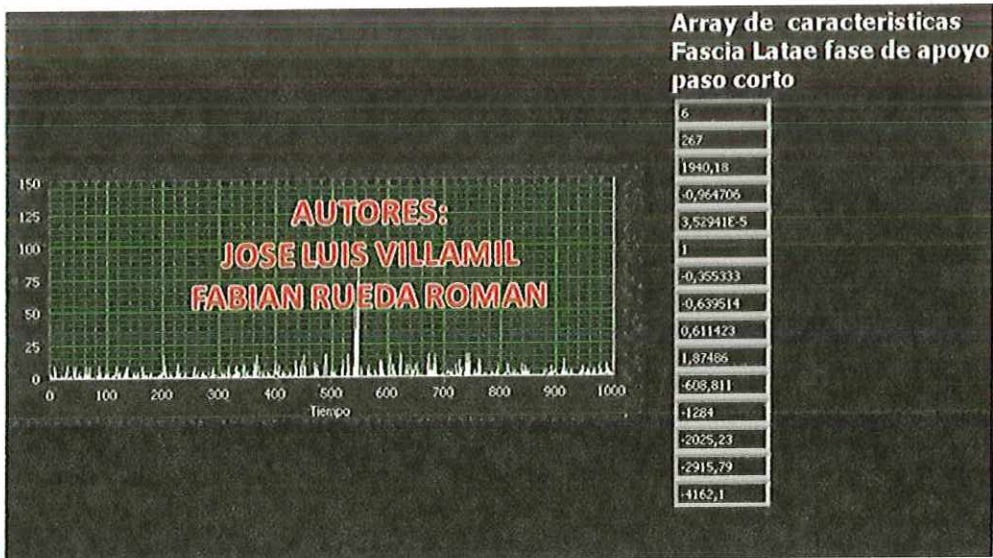
En las figuras 173 - 174 se muestra las señales adquiridas para los movimientos de paso largo y corto en los músculos Fascia Latae y Quadriceps Femoris y sus vectores de características (Funciones discriminantes).

Figura173. Señal y función discriminante originada en el musculo Fasciae Latae en la fase de apoyo y paso largo



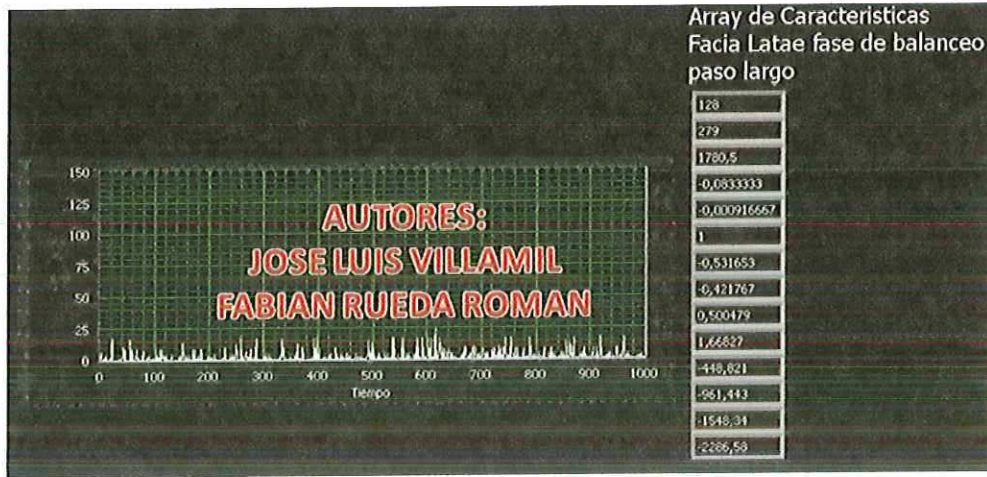
Fuente: Autores

Figura 174. Señal y función discriminante originada en el musculo Fasciae Latae en la fase de apoyo y paso corto



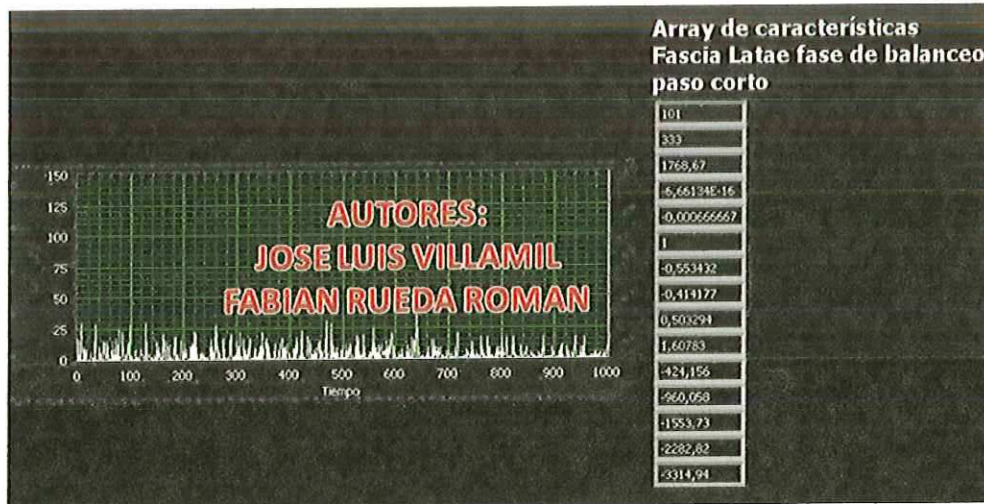
Fuente: Autores

Figura175. Señal y función discriminante originada en el musculo Fasciae Latae en la fase de balanceo y paso largo



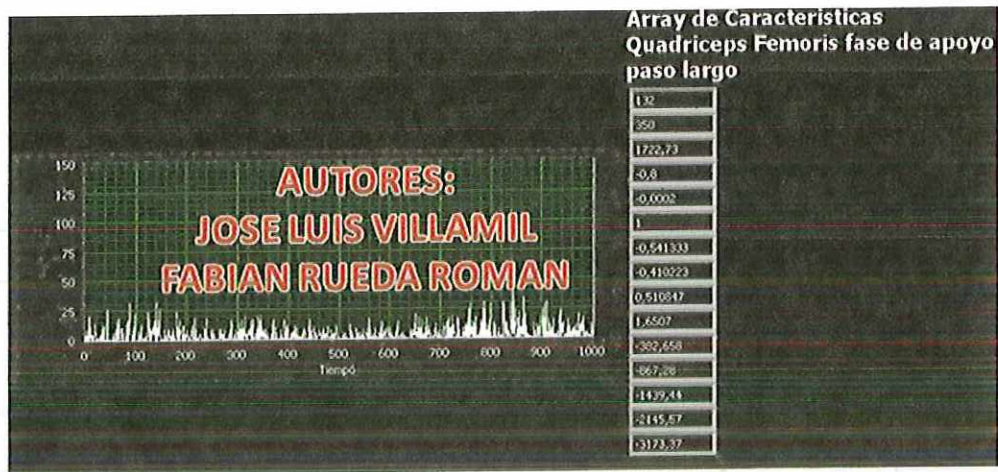
Fuente: Autores

Figura 176. Señal y función discriminante originada en el musculo Fasciae Latae en la fase de balanceo y paso corto



Fuente: Autores

Figura 177. Señal y función discriminante originada en el musculo Quadriceps Femoris en la fase de apoyo y paso largo



Fuente: Autores

Figura 178. Señal y función discriminante originada en el musculo Quadriceps Femoris en la fase de apoyo y paso corto.



Fuente: Autores

Figura 179. Señal y función discriminante originada en el musculo Quadriceps Femoris en la fase de balanceo y paso largo



Fuente: Autores

Figura 180. Señal y función discriminante originada en el musculo Quadriceps Femoris en la fase de balanceo y paso corto.



Fuente: Autores

5.3.7 Clasificación de patrones

La técnica que se utilizó para la clasificación de patrones fue la clasificación de patrones mediante la adaptación, la cual utiliza funciones discriminantes predeterminadas, siendo estas las clases a comparar en cada movimiento estableciendo el grado de similitud entre estas (función discriminante vs patrón a comparar), representado por el coeficiente de correlación existente entre estas.

Como función discriminante utilizamos el vector resultante obtenido en la extracción de características para cada patrón que queremos detectar. Encontrando para 5 repeticiones para cada movimiento los siguientes resultados:

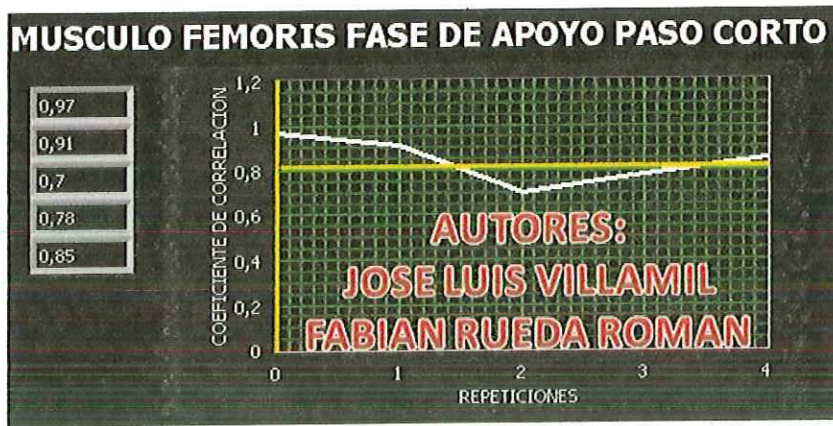
Fase de apoyo.

Figura 181. Coeficientes de correlación del músculo Femoris en la fase de apoyo y paso largo.



Fuente: Autores

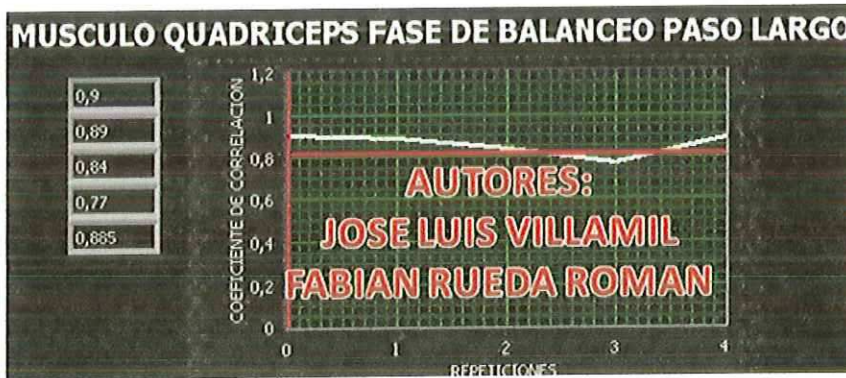
Figura 182. Coeficientes de correlación del músculo Femoris en la fase de balanceo y paso corto



Fuente: autores

Fase de balanceo

Figura 183. Coeficientes de correlación del músculo Quadriceps en la fase de balanceo y paso largo.



Fuente: Autores

Figura 184. Coeficientes de correlación del músculo Quadriceps en la fase de balanceo y paso corto.



Fuente: autores

De manera empírica se determinó que todos los valores de los coeficientes de correlación que estuvieran por encima del 0.8 son tomados como patrón detectado y tomados como acciones a realizar.

Cada acción a realizar por el actuador de la rodilla fue parametrizada de la siguiente manera:

De 5.2 figuras 108 y 117, se obtuvo el torque necesario para los diferentes desplazamientos angulares realizados por el mecanismo de rodilla de la prótesis VR y el tiempo que conlleva llegar del punto de origen al de destino (longitud del paso).

Dado que el actuador debe trabajar a contra-voltaje (*se refiere contra-voltaje como una estrategia de control para un motor, al cual se le evita el funcionamiento a velocidad libre alta*), cada patrón tiene asignado un valor que va entre 0 y 1023, siendo 0 el 100% del ciclo duty de la señal PWM de 10 bits de resolución enviada al motor y 1023 el 0% del ciclo Duty de la señal PWM.

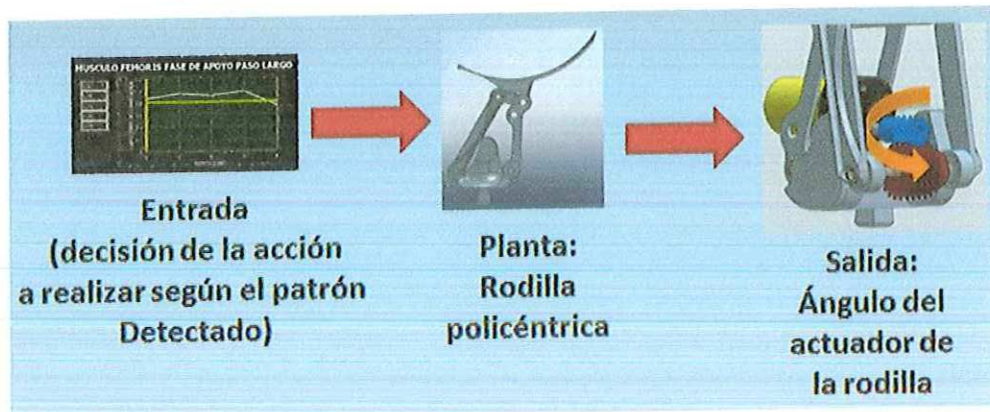
5.3.8 Diseño del controlador

Como objetivo se planteó realizar un control adaptativo, siendo control adaptativo "aquel que continua y automáticamente mide las características dinámicas de la planta, las compara con las características deseadas y usa la diferencia para variar parámetros ajustables del sistema o para generar una señal de accionamiento de modo que se pueda mantener el funcionamiento óptimo con independencia de las variaciones ambientales; alternatively este sistema puede medir su propio funcionamiento de acuerdo con un índice de comportamiento dado y modificar de ser necesario sus propios parámetros para mantener el funcionamiento óptimo con independencia de los cambios ambientales." [36]

Se hizo necesario identificar que queremos controlar y como lo queremos controlar.

Del capítulo 5.3.6 se obtuvo que la salida hacia el actuador de la rodilla policéntrica sea un ángulo de giro del actuador, y que las entradas sean las señales EMG, las cuales son sometidas a un tratamiento digital e indican una acción a realizar. Por ende nuestra planta sería la rodilla policéntrica, la cual se compone de dos mecanismos de 4 barras.

Figura 185. Diagrama de entrada, planta y salida del sistema



Fuente: Autores

Dado que el objetivo es implementar un sistema de control adaptativo se requiere identificar qué tipo de control adaptativo implementamos y cada etapa que lo compone.

Como se describe en el capítulo 3.7 existen varios tipos de controladores adaptativos, como lo son los indirectos, los que utilizan la regla MIT (llamados modelos de referencia) y los directos (llamados DIRAC), siendo el DIRAC uno de los más fáciles de implementar con un PID Autotuning, computacionalmente hablando.

Todo sistema de control requiere de una entrada, un controlador, una planta y una salida, pero en un sistema de control adaptativo se requiere monitorear y predecir como las decisiones del controlador afectan a la planta, que cambios sufre por perturbaciones y como el controlador se debe adaptar a los nuevos requerimientos del sistema.

Por esto se hizo necesario implementar un algoritmo que ya sea de manera recursiva o matemática interprete estos cambios, basándose en un modelo de la planta.

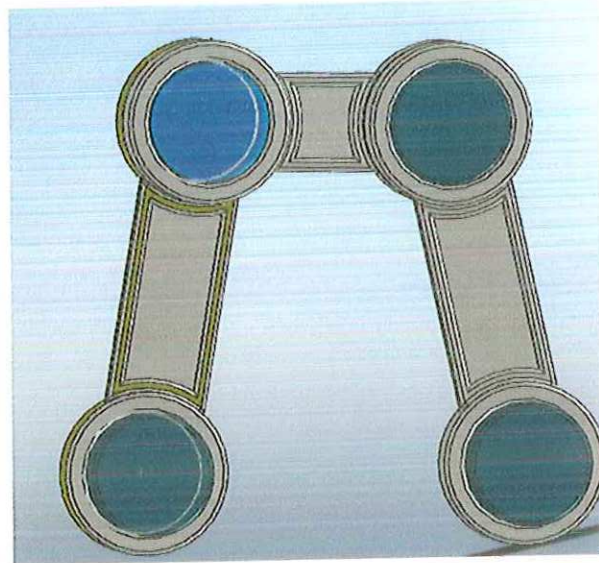
Modelo que para nuestro caso, es la función de transferencia de la rodilla policéntrica.

Analizando el modelo matemático de un mecanismo de 4 barras [68] se observó que debido a la no linealidad de las ecuaciones que lo representan, se necesitan buscar métodos iterativos o recursivos para poder hallar una ecuación ya sea en términos de función de transferencia, espacios de estados o diagramas zero-pole.

Se utilizó la herramienta SimMEchanics de Matlab, siendo esta misma en la que se modeló la marcha humana.

Lo primero es construir nuestro mecanismo de 4 barras ya sea utilizando las herramientas de SimMechanics o utilizando SolidWorks, el cual ofrece un entorno de fácil diseño asistido por computador y ofrece la posibilidad de exportar el modelo creado hacia SimMEchanics con las dimensiones, materiales y articulaciones necesarias, como se observa en las figuras 186 y 187.

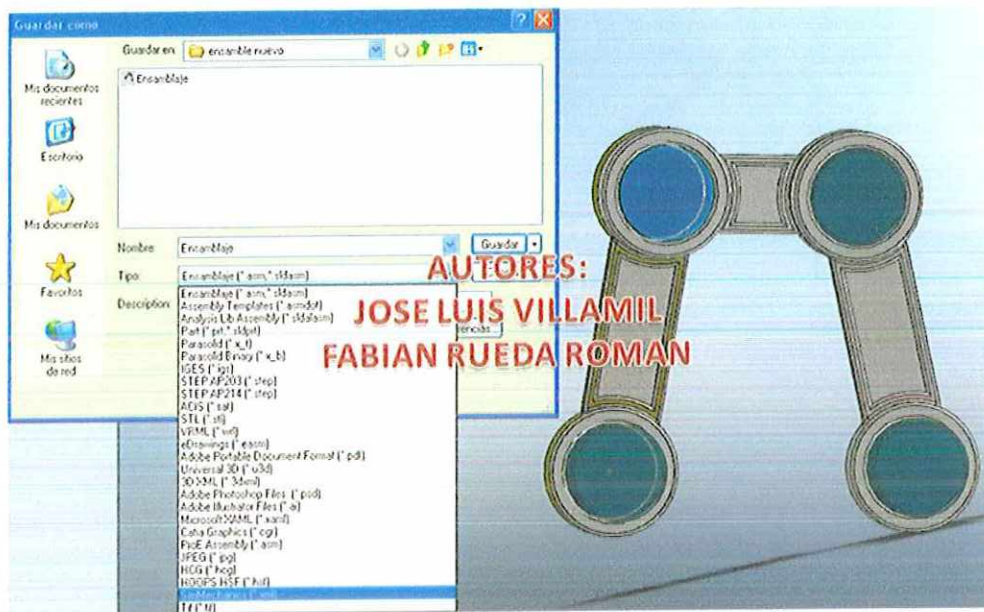
Figura 186. Mecanismo de 4 barras construido en SolidWorks.



Fuente: Autores

SolidWorks crea un archivo XML, el cual contiene toda la información del modelo, como dimensiones, articulaciones, piezas fijas, entre otras tal como se aprecia en la figura 187.

Figura 187. Exportar un diseño de Solidworks a SimMechanics



Fuente: Autores

El importar el archivo XML generado en SolidWorks en Matlab, se genera un modelo de Simulink, el cual contiene el mecanismo creado en SolidWorks pero construido en SimMEchanics.

Este modelo contiene los tres eslabones de mecanismo de cuatro barras con sus respectivas medidas, relaciones y centros de masa, los 4 bloques de revolución para cada una de las juntas (contando las tierras) y sensores para monitorear el ángulo sobre el cuerpo deseado y un actuador para generar el movimiento como se observa en la figura 188.

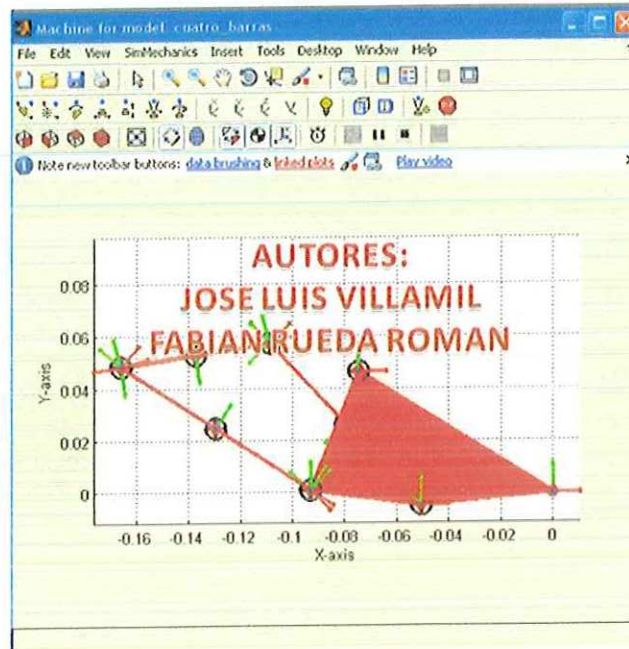
Figura 188. Diagrama en SimMechanics para un mecanismo de 4 barras



Fuente: Autores

Para corroborar el correcto funcionamiento del modelo, se ejecutó y se animó el modelo como se observa en la figura 189

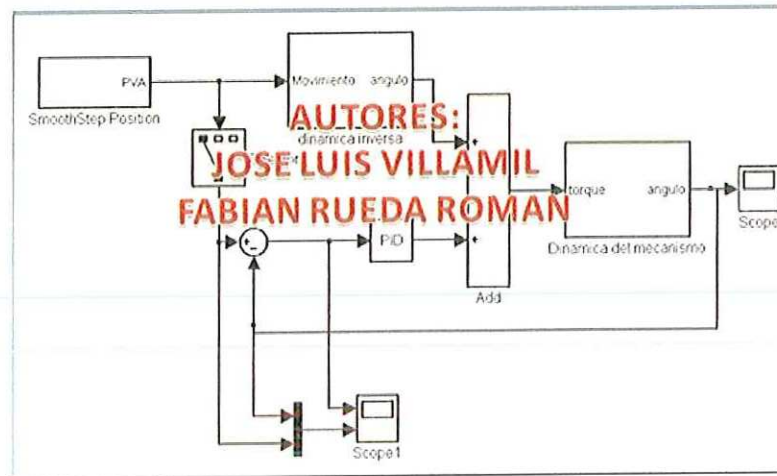
Figura 189. Modelo de un mecanismo de 4 barras animado en Simulink



Fuente: Autores

El principal objetivo de un controlador adaptativo, es mantener constante ciertas características del sistema y ejercer control sobre ellas. Por lo cual se hizo necesario implementar en el modelo de SimMechanics un control PID, para así poder tener una referencia de las ganancias que debe tener constantes el controlador.

Figura 190. Control PID de un mecanismo de 4 barras en SimMechanics

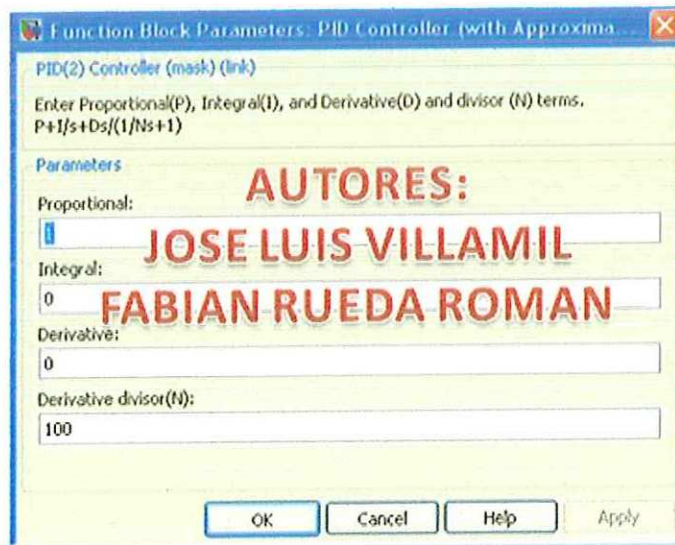


Fuente: Autores

Para las ganancias del PID no es necesario ser preciso a la hora de ingresarlas, ya que Simulink dispone de una herramienta que sintoniza el controlador, herramienta que utilizaremos más adelante.

Se procedió a ingresar las ganancias tal y como se ve en la figura 191.

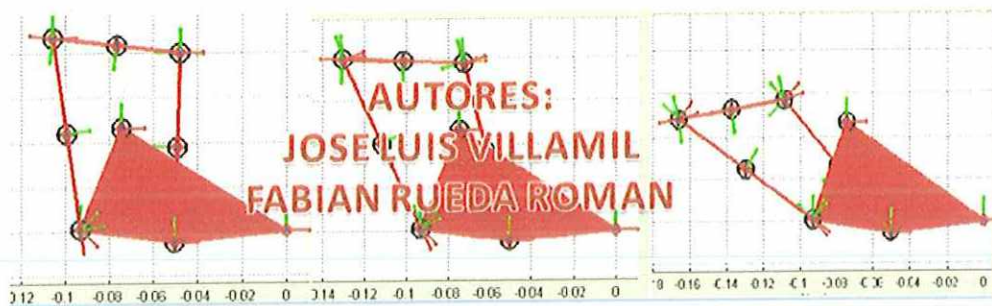
Figura 191. Ganancias del controlador PID sin sintonizar.



Fuente: Autores

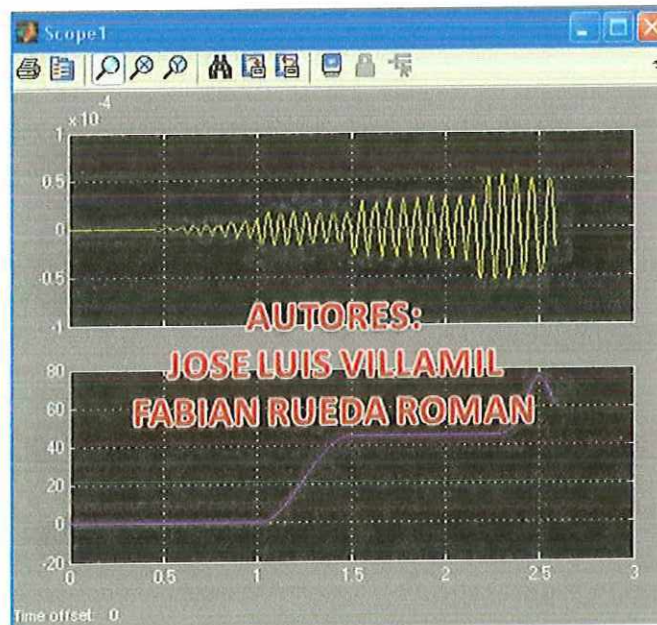
Se simuló el modelo con las ganancias ingresadas anteriormente, monitoreando el ángulo de giro del mecanismo como se observa en la figura 192 y el error presente en el controlador cuya magnitud es grados, como se observa en la línea amarilla de la figura 193.

Figura 192. Simulación mecanismo de 4 barras en SimMechanics



Fuente: Autores

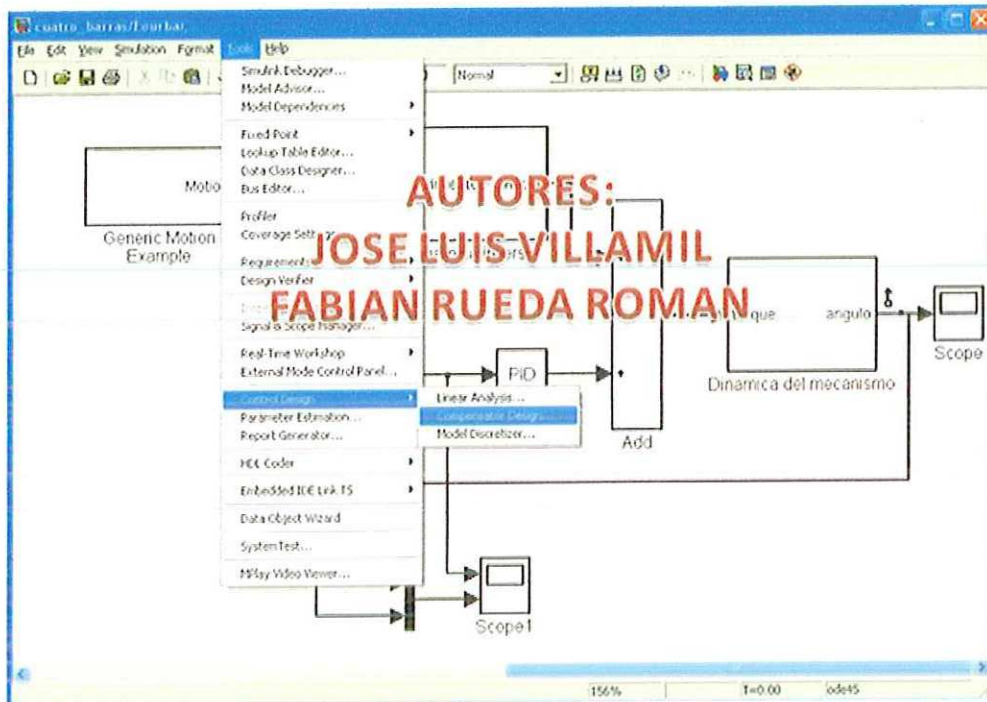
Figura 193. Grafica de error del controlador en grados y ángulo de giro del mecanismo con el controlador PID desintonizado



Fuente: Autores

Se observó que el controlador no es estable, el error presente en el controlador no se estabiliza en 0 por lo cual se hace necesario utilizar una herramienta de Simulink llamada "Compensator Design" como se muestra en la figura 194.

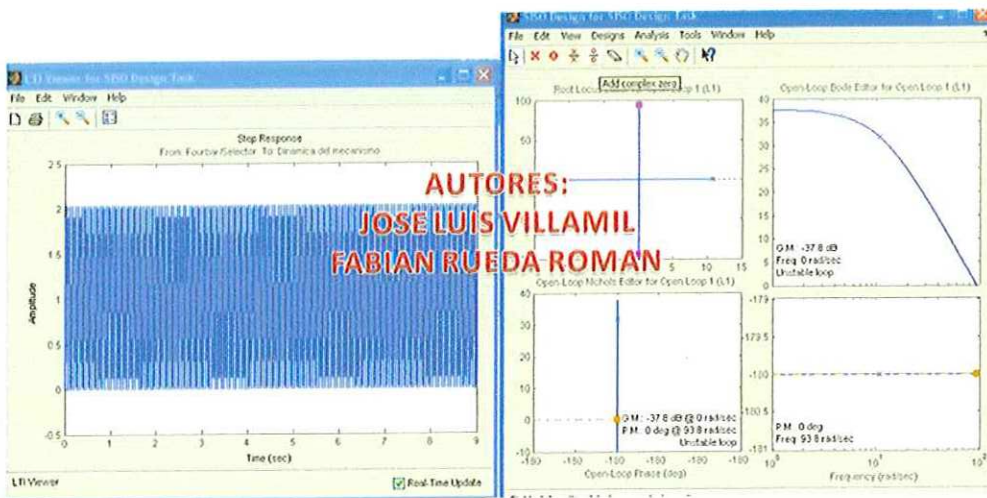
Figura 194. Herramienta de diseño de compensadores en Simulink



Fuente: Autores

Esta herramienta dispone de un asistente, el cual nos pregunta en cuales representaciones queremos apoyarnos para diseñar el compensador. Las herramientas disponibles son Diagrama de Bode, root-locus, Nichols y respuesta en frecuencia como se indica en las figura 195.

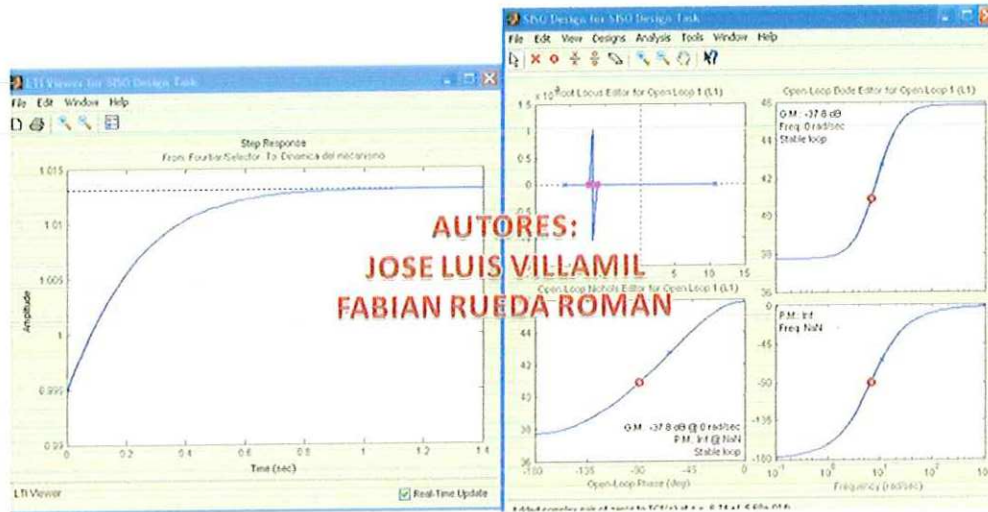
Figura 195. Diagramas



Fuente: Autores

Se ingreso un zero y observamos el comportamiento de la respuesta en frecuencia, de esa observación se puede manipular el zero hacia el origen o fuera del origen, quedando a criterio personal la ubicación del mismo y su influencia en la respuesta en frecuencia como se muestra en la figura 196.

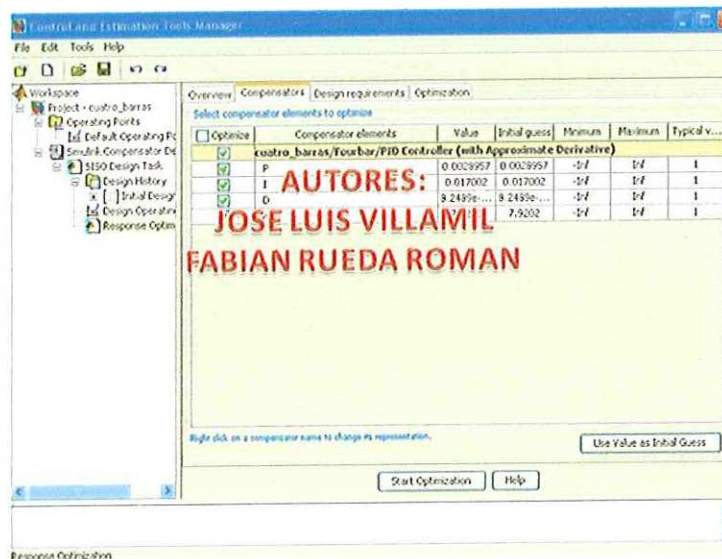
Figura 196. Respuesta en frecuencia al agregar un Zero complejo



Fuente: Autores

Gracias a la ubicación de este nuevo elemento en el diagrama de las raíces y su incidencia en la respuesta del sistema, se procedió a encontrar los valores óptimos de las ganancias del PID, seleccionando la opción de Start Optimization como se muestra en la figura 197.

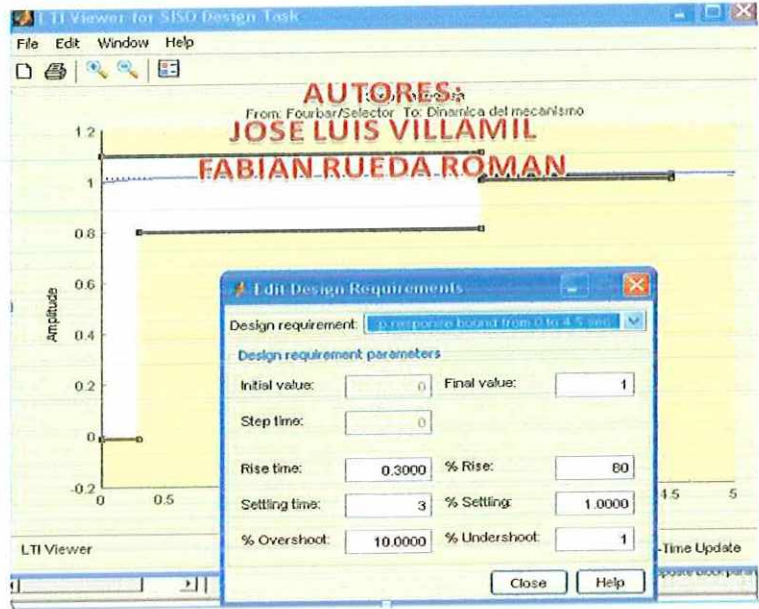
Figura 197. Optimización de un pid con el Control And Estimation Tool de Simulink



Fuente: Autores

Para ello se eligieron los mejores puntos de operación como tiempo de rizado y tiempo de estabilización, presentes en la grafica de la respuesta en frecuencia del sistema como se observa en la figura 198.

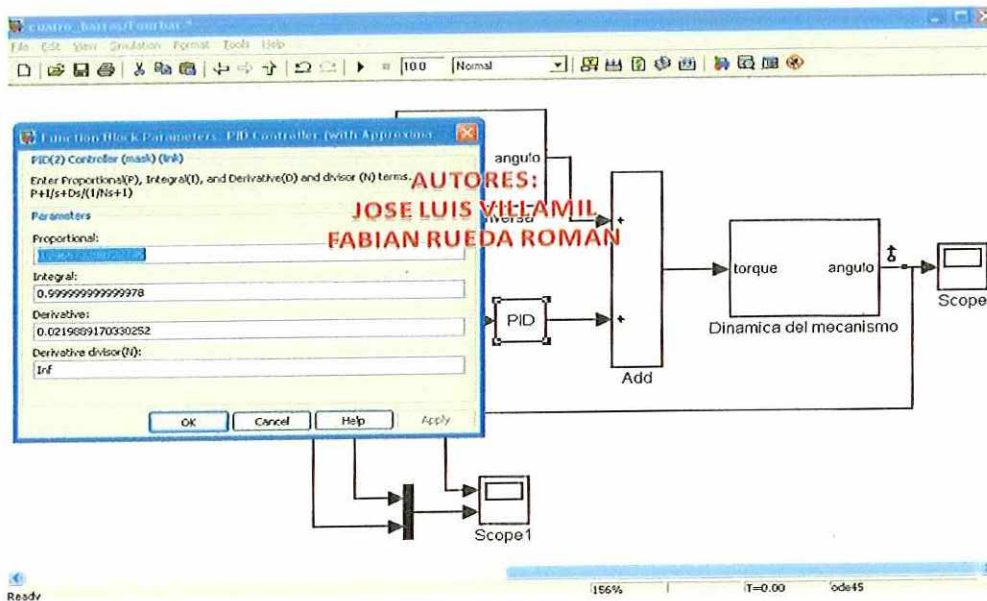
Figura 198. Parámetros de estabilidad en diagrama de respuesta en frecuencia



Fuente: Autores

Después de iterar la mejor opción, esta herramienta nos otorga las nuevas ganancias del PID, como se observa en la figura 199, siendo estas las constantes a mantener en el controlador adaptativo.

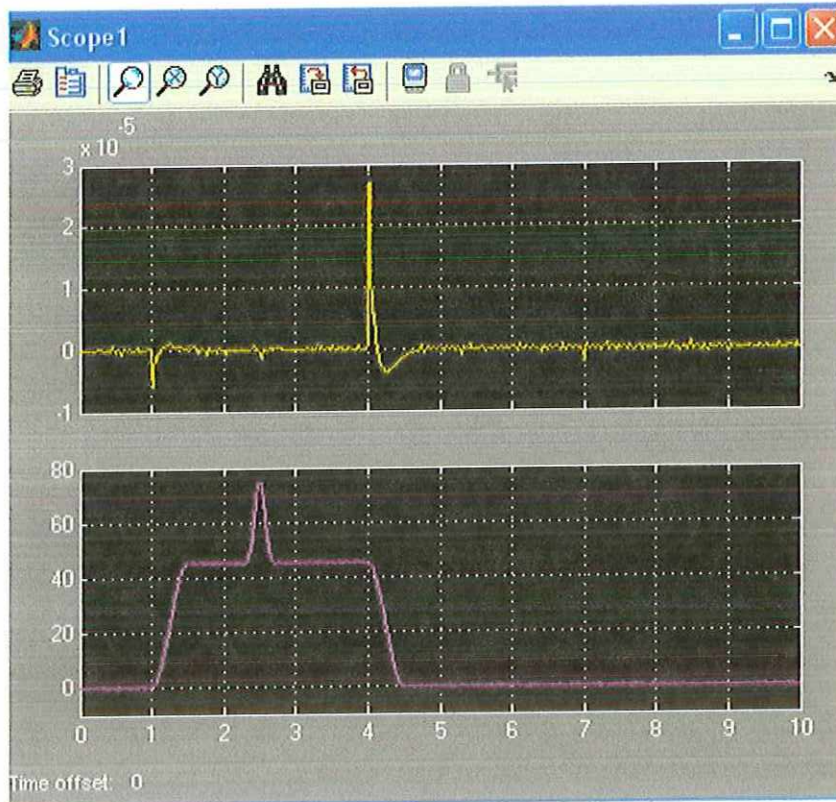
Figura 199. PID Sintonizado.



Fuente: Autores.

Se ejecutó una vez más la simulación, pero esta vez ya con las nuevas ganancias del PID, como se observa en la figura 200 y se vio como el error tiende a 0 (**la magnitud del error es grados**) y esto lo hace dentro del tiempo estipulado en la sintonización del controlador PID.

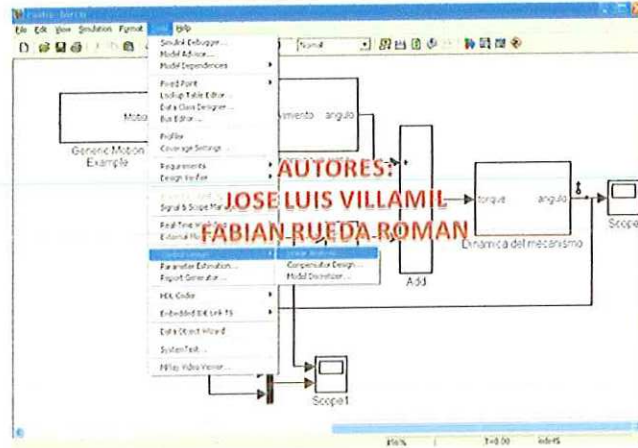
Figura 200. Grafica de error del controlador y ángulo de giro del mecanismo con el controlador PID sintonizado



Fuente: Autores

Para implementar el controlador adaptativo es necesario encontrar la función de transferencia de la plata (rodilla policéntrica). Para esto, teniendo ya el modelo en SimMechanics de la rodilla policéntrica, se dispuso de una herramienta en Simulink llamada linear Analysis tal y como se muestra en la figura 201.

Figura 201. Herramienta de Linear Analysis de Simulink



Fuente: Autores

Un modelo no lineal es sometido a una linealización en un punto de operación escogido de manera automática, tal y como se representa en la figura 202.

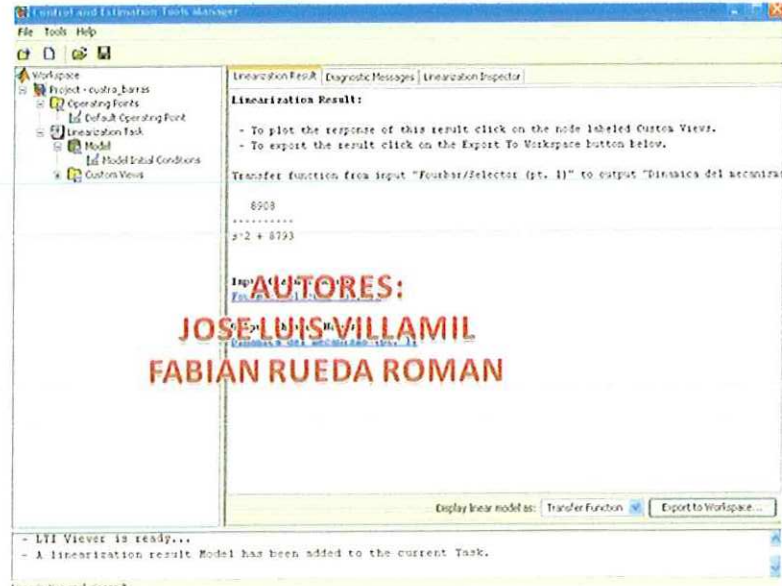
Figura 202. Puntos de operación en la linealización del modelo.

State	Inputs	Value
cuatro_barras_Fourbar Dinámica del mecanismo Continuous Angle Integrator		
State - 1		0
Fourbar_Dinámica del mecanismo_Revolute R1 Position		
State - 1		0
Fourbar_Dinámica del mecanismo_Revolute R1 Velocity		
State - 1		0
Fourbar_Dinámica del mecanismo_Revolute I R1 Position		
State - 1		0
Fourbar_Dinámica del mecanismo_Revolute R1 Velocity		
State - 1		0
Fourbar_Dinámica del mecanismo_Revolute 2 R1 Velocity		
State - 1		0
cuatro_barras_Fourbar PID Controller (with Approximate Derivative) Filter		
State - 1		0
cuatro_barras_Fourbar PID Controller (with Approximate Derivative) Integrator		
State - 1		0
Fourbar_dinámica inversa_Revolute R1 Position		
State - 1		-2.2576e-016
Fourbar_dinámica inversa_Revolute R1 Velocity		
State - 1		2.1746e-270
Fourbar_dinámica inversa_Revolute I R1 Position		
State - 1		-1.9379e-017
Fourbar_dinámica inversa_Revolute I R1 Velocity		
State - 1		-9.7126e-270

Fuente: Autores

Una vez se realizó la linealización, esta herramienta nos otorga la función de transferencia del modelo, como se muestra en la figura 203.

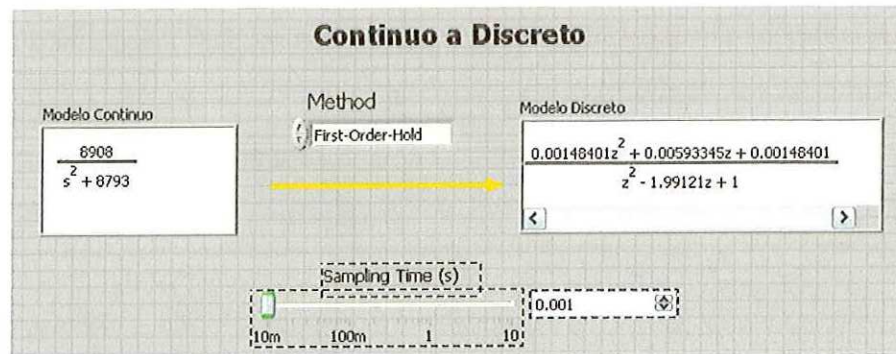
Figura 203. Función de transferencia de la rodilla policéntrica.



Fuente: Autores

Dado que el control es digital se discretizó la función de transferencia adquirida utilizando el método retenedor de primer orden, con una frecuencia de muestreo de 1KHz, teniendo como resultado:

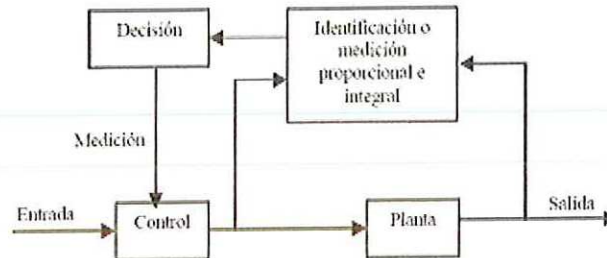
Figura 204. Conversión de tiempo continuo a discreto.



Fuente: Autores

Como se observa en la figura 205 el esquema del controlador adaptativo es el siguiente:

Figura 205. Esquema de un controlador adaptativo

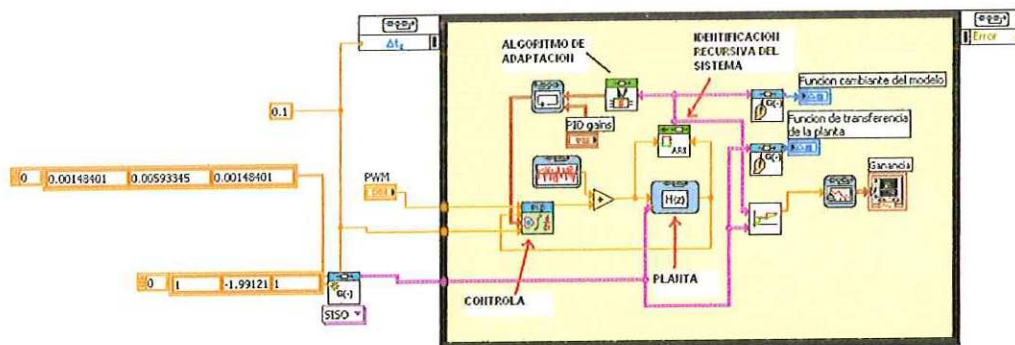


Fuente: Rubaai, Ahmed y Kankam, M. David. -"IEEE Transactions on Industry Applications". Vol 36, Número 5. Setiembre/octubre 2000

Teniendo la función de transferencia de la planta y el control ajustado se completaron las últimas dos etapas del diseño del controlador adaptativo las cuales son la identificación o medición proporcional e integral y la toma de decisiones sobre el controlador.

Siendo la figura 206 el programa implementado en Labview v8.6 de un controlador adaptativo con un PID Autotuning.

Figura 206. Programa en Labview de un control adaptativo utilizando un PID Autotuning.



Fuente: Autores

Compuesto por una función de identificación recursiva del sistema, utilizando un modelo de identificación basado en la estimación de los coeficientes del modelo ARX, el cual se basa en estimar una señal de respuesta debido a una señal impulso. El algoritmo de identificación

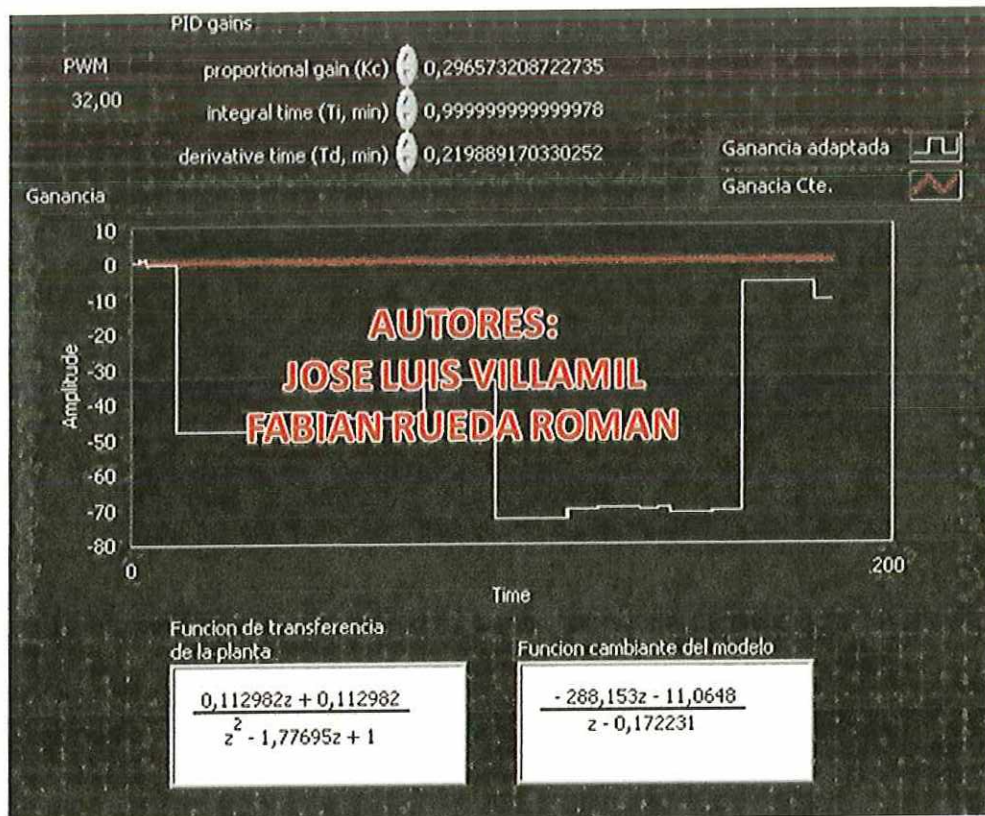
utilizado en la función ARX fue el NLMS, el cual se basa en la retroalimentación del error y en la cuantificación del mismo mediante raíces cuadradas. Por último se obtuvo el algoritmo de adaptación, el cual se encarga de recibir el cambio de la función de transferencia sufrida por la planta y estimada por el algoritmo de identificación y generar las nuevas ganancias del controlador PID Autotuning.

En las figuras 207 y 208 se observa el funcionamiento del control adaptativo, teniendo como planta la función de transferencia discretizada de la planta, adquirida en la etapa de linealización del modelo de rodilla policéntrica y con unas ganancias constantes del controlador, siendo estas también determinadas en el periodo de sintonización realizado en Simulink.

La línea roja representa las ganancias del PID sintonizado en la etapa anterior y la línea blanca representa el ajuste de las ganancias por el algoritmo de control adaptativo.

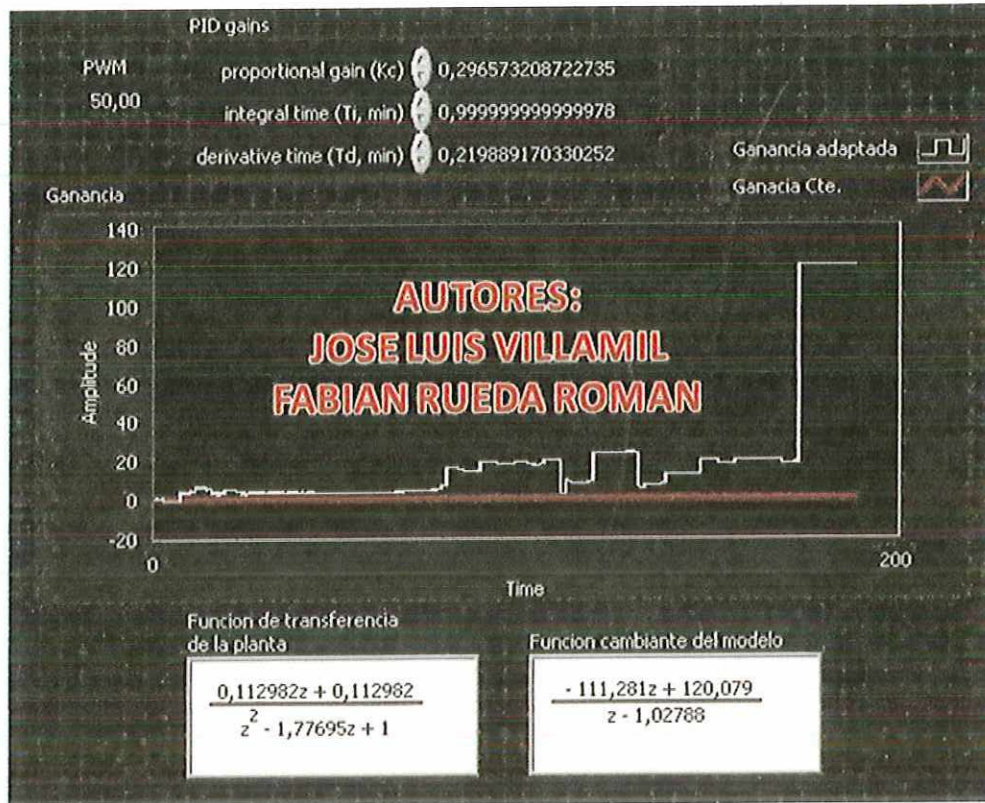
También se observa cómo cambia la función de transferencia de la planta al ingresar una nueva entrada representada por el valor del PWM del actuador de la rodilla.

Figura 207. Funcionamiento del controlador adaptativo



Fuente: Autores

Figura 208. Funcionamiento del controlador adaptativo



Fuente: Autores.

La solución adaptativa representa una gran utilidad a la hora de adoptar cambios en el controlador, pero presenta desventajas al requerir un conocimiento exhaustivo de la planta y la forma en que cada una de sus variables altera la estructura del controlador.

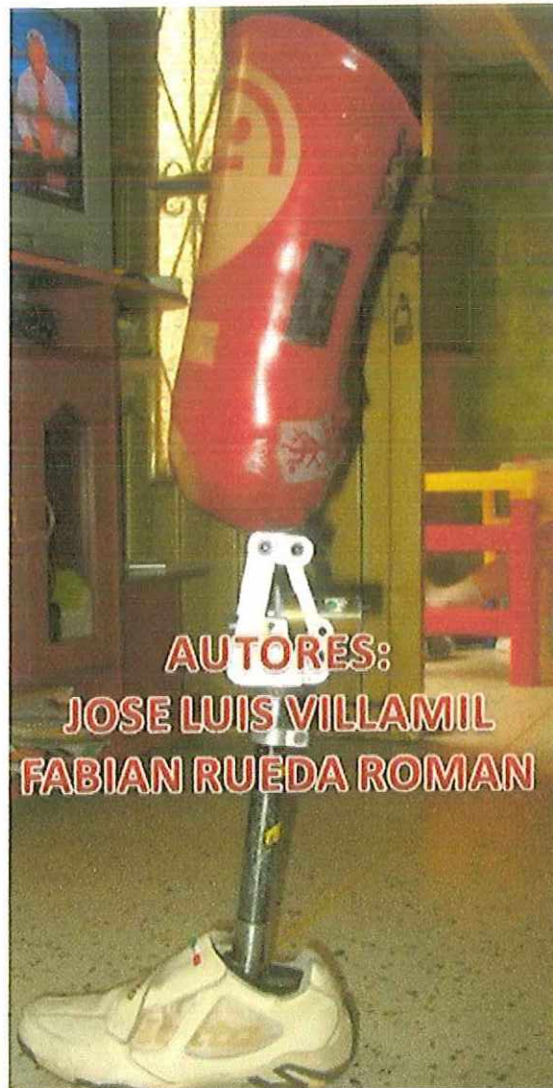
Como se observó nuestro controlador adaptativo requiere de una **“Costosa Adaptación”**, dado que al ser de lazo abierto no tiene la información suficiente para disminuir el tiempo de adaptación, haciéndolo poco operativo aplicarlo como por ejemplo, en procesos en que la producción es pilar fundamental de la empresa.

5.4 RESULTADOS

Se presentó un prototipo de prótesis modular de 6 piezas principales

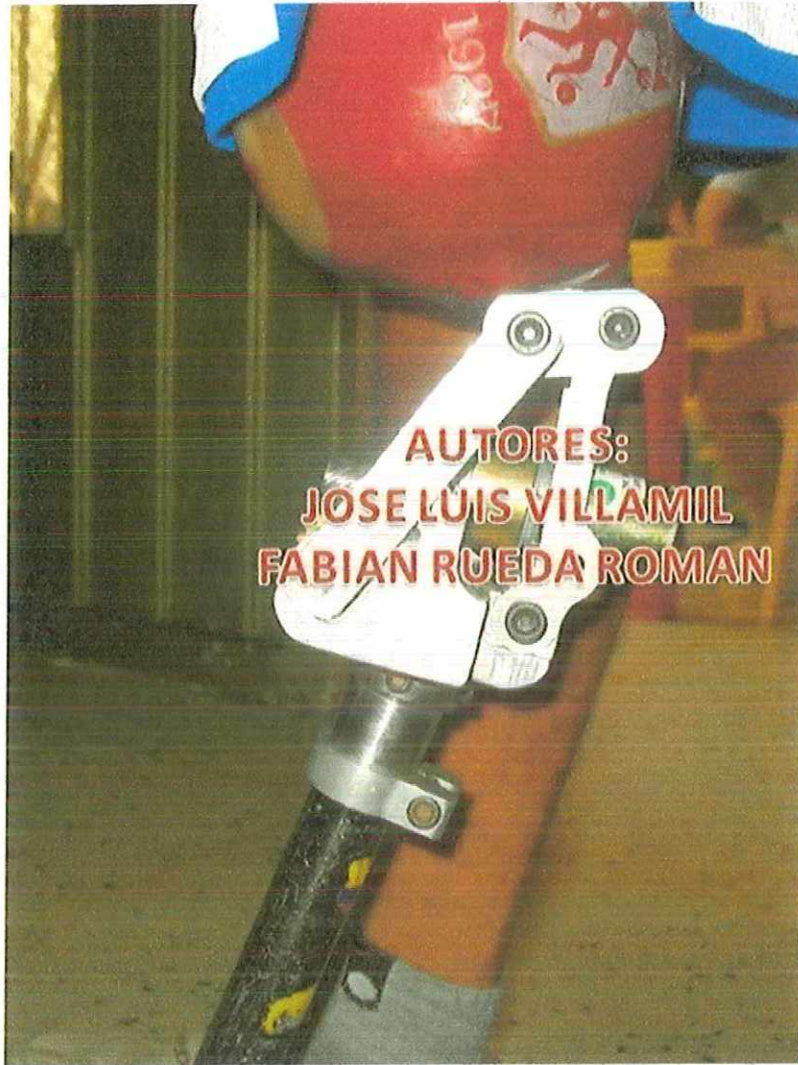
1. Pie sintético CICOP tipo Sach en poliuretano con alma de polipropileno.
2. Acople tobillo en aluminio.
3. Caña cilíndrica en aluminio.
4. Rodilla policéntrica en aluminio.
5. Soporte del socket en aluminio forjado.
6. Socket en Polipropileno reforzado, poliuretano de baja ó media densidad

Figura 209. Prótesis VR



Fuente: Autores.

Figura 210. Rodilla VR



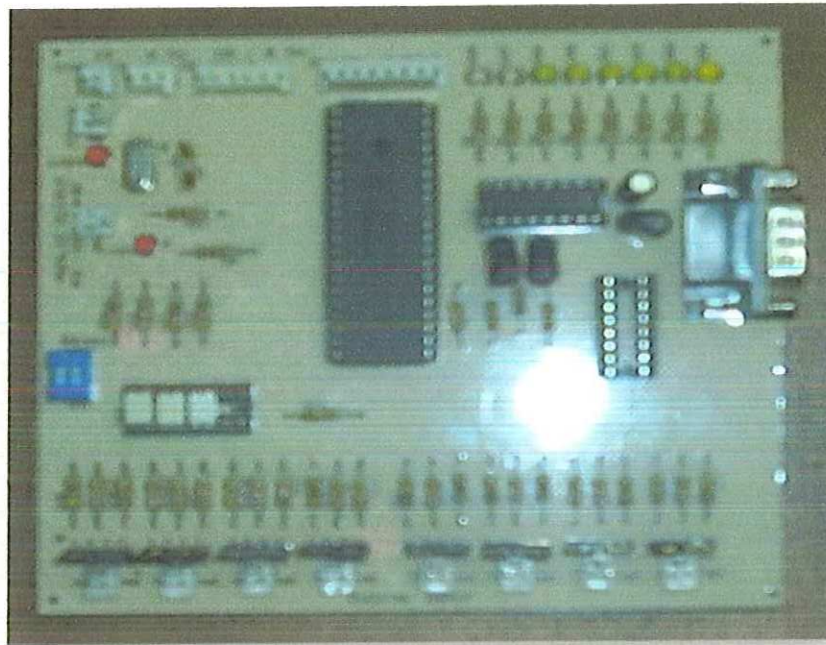
Fuente: Autores

Figura 211. Dispositivo de adquisición de señales mioeléctricas



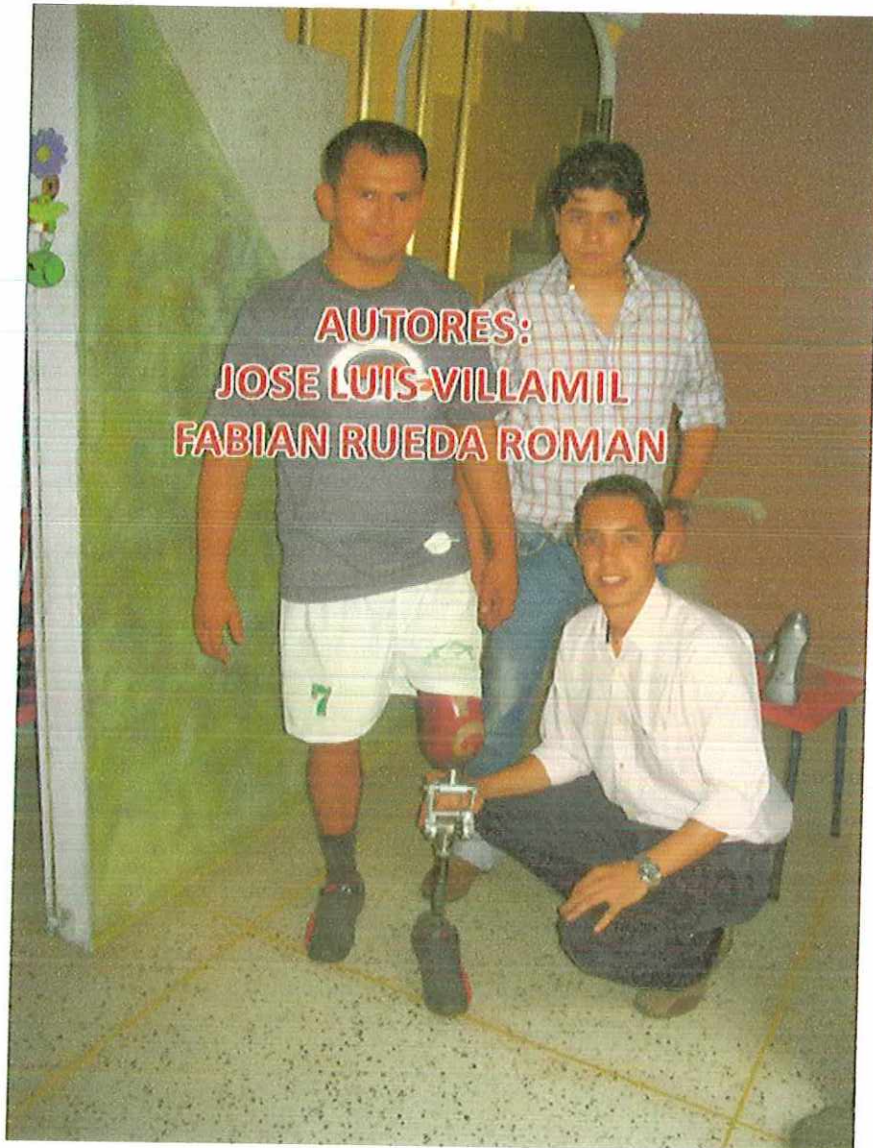
Fuente: Autores

Figura 212 Tarjeta de adquisición y comunicación de datos vía RS232



Fuente: Autores

PROTESIS VR



PONENCIAS ACEPTADAS:

IX Encuentro Nacional Semilleros de Investigacion Red Colsi
INVESTIGACION Y DESARROLLO DE UNA PROTESIS BIOELECTRICA
DE MIEMBRO INFERIOR PARA DISCAPACITADOS DE LA VIOLENCIA
EN COLOMBIA, OBTENIDA POR CLONACION ARTIFICIAL Y
EVALUADAS EN UN DISEÑO DE PROTOTIPO CONSTRUIDO.

Universidad Tecnológica de Pereira

Octubre 12 al 15. Pereira 2006

III Encuentro Internacional de Semilleros de Investigacion Red Colsi
INVESTIGACION Y DESARROLLO DE UNA PROTESIS BIOELECTRICA
DE MIEMBRO INFERIOR PARA DISCAPACITADOS DE LA VIOLENCIA
EN COLOMBIA, OBTENIDA POR CLONACION ARTIFICIAL Y
EVALUADAS EN UN DISEÑO DE PROTOTIPO CONSTRUIDO.

Universidad Tecnológica de Pereira

Octubre 12 al 15. Pereira 2006

IV Encuentro Departamental de Semilleros de Investigacion Red Colsi

INVESTIGACION Y DESARROLLO DE UNA PROTESIS BIOELECTRICA
DE MIEMBRO INFERIOR PARA DISCAPACITADOS DE LA VIOLENCIA
EN COLOMBIA, OBTENIDA POR CLONACION ARTIFICIAL Y
EVALUADAS EN UN DISEÑO DE PROTOTIPO CONSTRUIDO.

Universidad Unisangil

SANGIL, 24, 25 y 26 de Mayo de 2006

6. METODOLOGÍA

El presente capítulo tiene como fin informar el proceso metodológico desde la formulación de la investigación, hasta la culminación del mismo.

6.1 ELECCION DEL TEMA

Vale aclarar que el tema por sí mismo no conduce a un trabajo de investigación bueno o malo, sino será su contenido, su originalidad y su rigurosidad los que dictaminen tal calificativo.

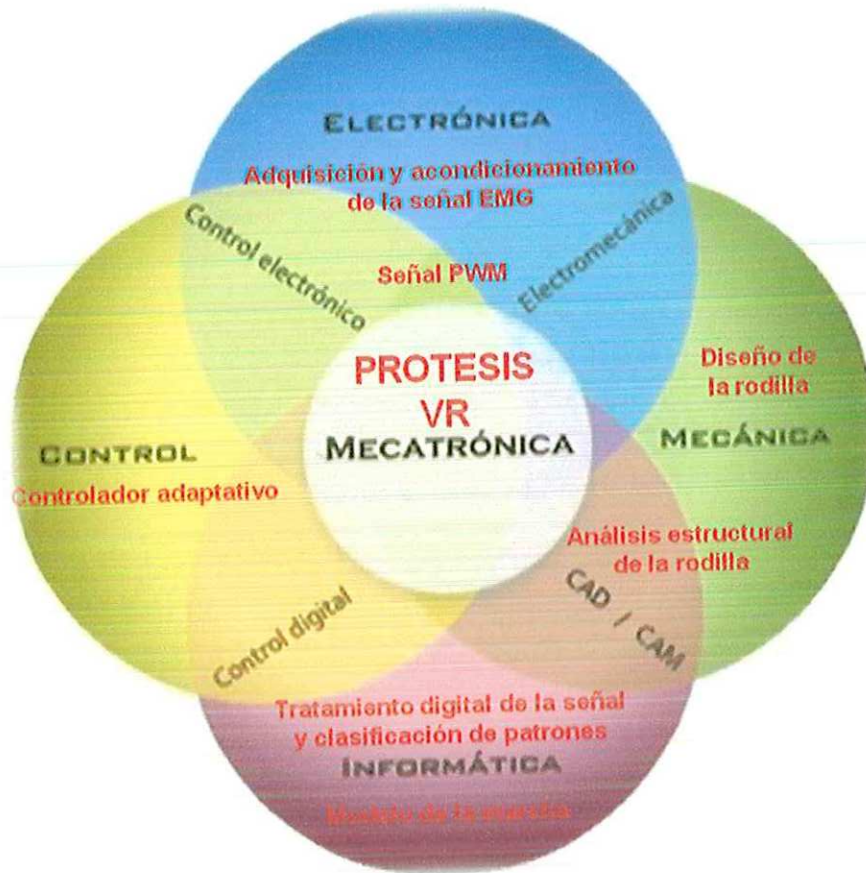
Como primer ítem a seleccionar se optó por un “sitio”, siendo la ciudad de Bucaramanga la elegida. Ubicada en una de las regiones (región oriental de Colombia) con un índice de hogares que han sido víctimas de hechos violentos como amputaciones por minas antipersonales [69].

Dada la necesidad social de desarrollar soluciones a problemas de amputaciones, (Refiérase al capítulo 2), se optó como tema de investigación el desarrollo de una prótesis mioeléctrica para miembro inferior.

Siendo la ingeniería mecatrónica una carrera multidisciplinar se optó por los siguientes componentes y los temas desarrollados involucrados en los mismos tales como se describen en la figura 213:

- Informática
 - Modelamiento de la marcha humana.
 - Tratamiento digital de la señal y su clasificación de patrones.
 - Análisis estructural del prototipo.
- Electrónica
 - Adquisición y acondicionamiento de la señal EMG.
 - Generación de señales PWM
 - Construcción de interfaz para la adquisición y comunicación de datos a una estación de cómputo.
- Mecánica
 - Diseño y construcción del modelo de rodilla policéntrica.
 - Análisis estructural del prototipo.
- Control.
 - Diseño del controlador adaptativo directo (DIRAC)
 - Análisis y diseño del controlador PID.

Figura 213. Temas involucrados en el desarrollo de la prótesis y el área al que pertenecen



Fuente: Autores

6.2 CONSULTA BIBLIOGRÁFICA

Elegido el tema se procede a una ardua pesquisa, recopilación y lectura bibliográfica sobre la temática de interés (refiérase a la bibliografía), la cual permite fortalecer los conocimientos teóricos y conceptuales de la ciencia en cuestión, como también, permite reconocer avances metodológicos y perspectivas de análisis.

Cabe resaltar que la mayoría de bibliografía utilizada fue extraída de fuentes disponibles en línea. (Refiérase a la bibliografía).

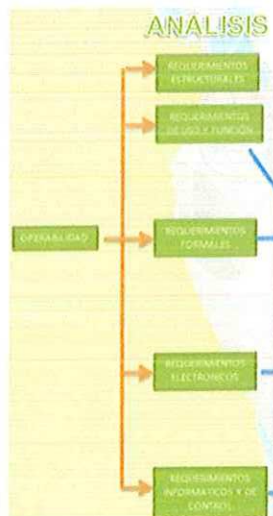
6.3 DELIMITACIÓN DEL PROBLEMA

Para la delimitación del problema fue necesario delimitar teniendo en cuenta la magnitud de los temas contenidos en la investigación, tiempo requerido para la culminación de los mismos y disponibilidad de la población apta para la implantación del prototipo (Refiérase a los capítulos 2 y 4).

6.4 PERTINENCIA, VIABILIDAD Y OPERABILIZACIÓN DE LAS VARIABLES.

Los requerimientos fueron determinados en base a las sugerencias de funcionamiento aportadas por el señor Freddy H., dueño de ASE ORTOPEDICOS (Bucaramanga – Colombia), el señor Mauricio Vega, quien fue la persona en la que se implemento el prototipo de prótesis VR, tal como se representa en la figura 214. (Refiérase al capítulo 4)

Figura 214. Análisis de las variables a operabilizar.



Fuente: Autores

6.5 DESARROLLO Y CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO.

Se tuvo en cuenta aspectos técnicos para el desarrollo de cada uno de los temas involucrados en la resolución de los mismos, (Refiérase al capítulo 5), tales como la disponibilidad de herramientas como:

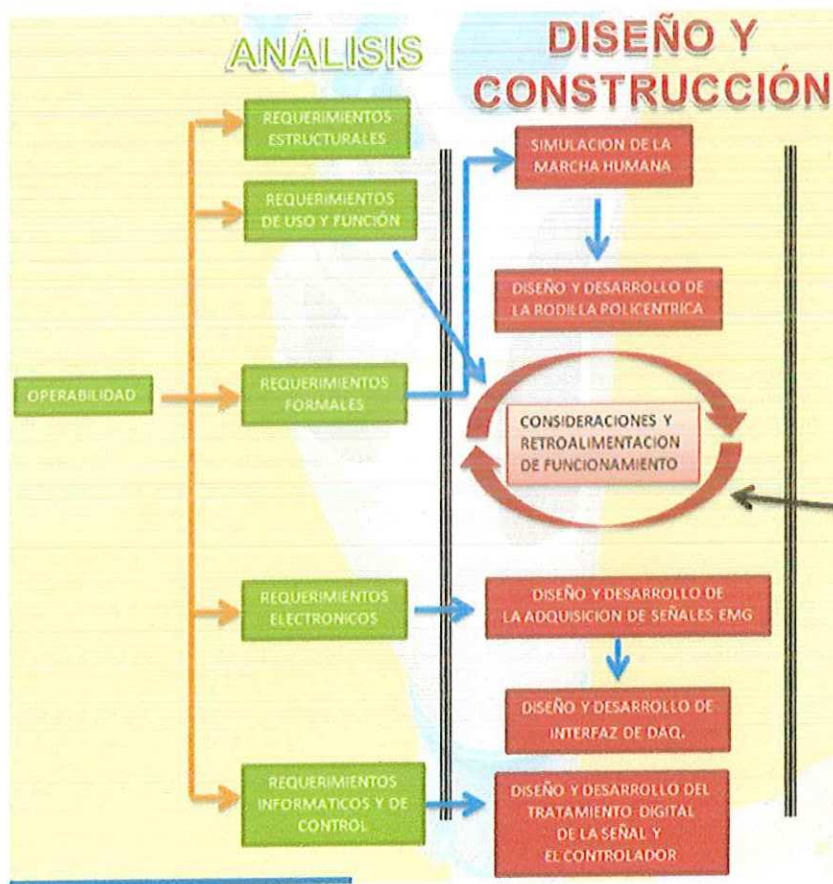
- Labview v8.6
- Advance Signal Processing v8.6
- Matlab R2008
- SimMechanics
- SolidWorks 2008-09-27

- o CosmoWorks 2008
- o Eagle v5.0
- o Mplab.

Así como el hardware disponible para la adquisición de señales tales como: Multímetro y Osciloscopio.

Teniendo en cuenta las consideraciones y retroalimentación de funcionamiento basado en las opiniones dadas por el paciente y en la secuencia que deben llevar los temas involucrados se propuso el siguiente esquema tal y como se muestra en la figura 215.

Figura 215. Esquema de análisis, diseño y construcción del prototipo

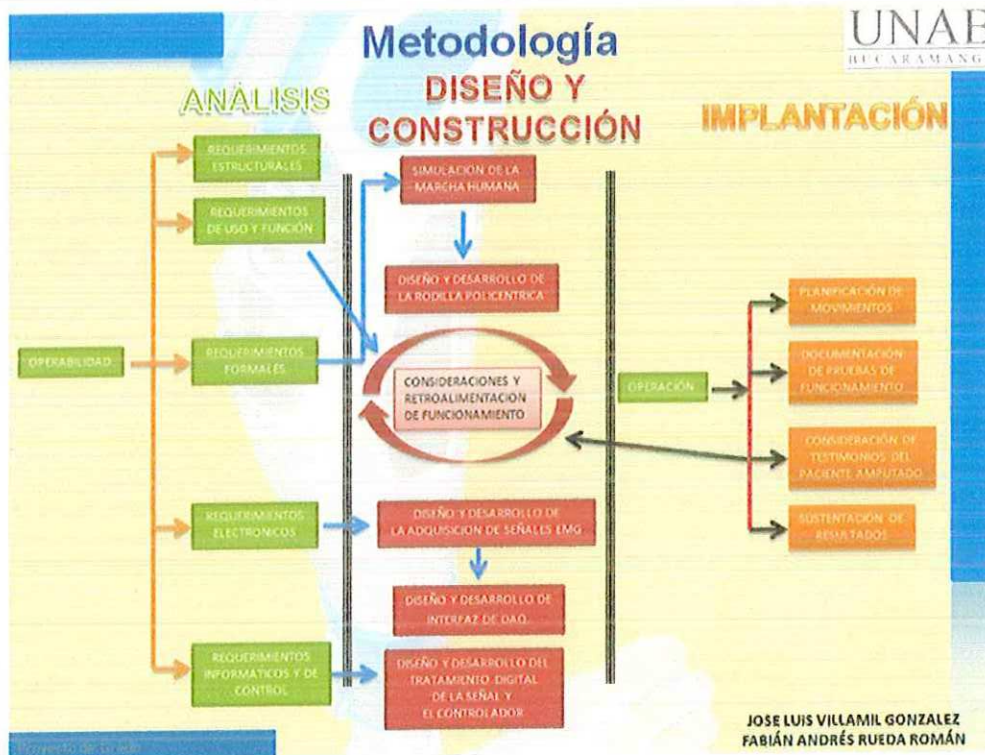


Fuente: Autores

6.6 IMPLANTACIÓN.

Se tuvo en cuenta rutinas de movimiento las cuales determinaron el correcto funcionamiento del prototipo, así como la publicación de resultados en espacios generados para la información de trabajos de investigación como lo es los semilleros de investigación RedColsi (figura 216).

Figura 216. Esquema de análisis, diseño, construcción e implantación del prototipo



Fuente: Autores

7. CONCLUSIONES

- Las rodillas de tipo policéntricas generan mayor estabilidad que las rodillas monocéntricas, dado que al componerse principalmente de dos mecanismos de cuatro barras, se tiene un mayor apoyo hacia cargas laterales. (Refiérase al capítulo 5.2.3).
- El mecanismo de engranajes helicoidales implementado en la rodilla policéntrica de la prótesis VR genera cargas axiales, haciendo que los eslabones móviles entren en contacto con el cuerpo o eslabón conector de cada mecanismo de 4 barras (refiérase a la figura 125). Una forma de eliminar estas cargas axiales es incorporando un mecanismo de engranajes tipo escama de pescado en vez de los engranajes helicoidales.
- Al inicio de cada toma de señales electromiográficas, no obteníamos señales del músculo debido a que ubicábamos los electrodos de superficie en lugares equivocados del mismo (Refiérase a las figuras 140 y 141).
- Las técnicas Híbridas de extracción de características de una señal, ofrecen mayor información, debido a que está compuesta por coeficientes tanto temporales como espectrales, siendo de gran utilidad a la hora de interpretar una señal y generar patrones discriminantes que distingan diferentes movimientos.

- La solución adaptativa representa una gran utilidad a la hora de adoptar cambios en el controlador, pero presenta desventajas al requerir un conocimiento exhaustivo de la planta y la forma en que cada una de sus variables altera la estructura del controlador.
- Como se observó nuestro controlador adaptativo requiere de una **“Costosa Adaptación”**, dado que al ser de lazo abierto no tiene la información suficiente para disminuir el tiempo de adaptación, haciéndolo poco operativo al aplicarlo como por ejemplo, en procesos en que la producción es pilar fundamental de la empresa.
- Ninguna prótesis le sirve a dos amputados, cada amputado tiene su muñón característico. Debido a esto el encaje tiene que ser a la medida y construido por un protesista calificado por lo que solo se pudo hacer pruebas en un paciente, ya que al agregar más pacientes a las pruebas implicaría la compra de nuevos sockets para ellos.
- El resultado final de este proyecto de grado es la adquisición, acondicionamiento y tratamiento digital de las señales EMG, así como su clasificación y control adaptativo de acciones a realizar en un prototipo de prótesis para personas con amputación transfemoral

BIBLIOGRAFIA

- [1] URBANO, E. Aplicaciones de las señales mioeléctricas para el control de interfaces hombre-máquina. Disponible en línea: http://209.85.215.104/search?q=cache:2g0sZ_rEVeMJ:ai.unicauca.edu.co/publicaciones/ASB_CIHM.pdf+%22pr%C3%B3tesis+mioel%C3%A9ctricas%22&hl=es&ct=clnk&cd=10&gl=co
- [2] ROMO, H. Análisis de Señales EMG Superficiales y su Aplicación en Control de Prótesis de Mano. Disponible en línea: http://209.85.215.104/search?q=cache:VC_VJsSG4JcJ:pisis.unalmed.edu.co/avances/archivos/ediciones/Edicion%2520Avances%25202007%25201/16.pdf+%22pr%C3%B3tesis+mioel%C3%A9ctricas%22&hl=es&ct=clnk&cd=7&gl=co
- [3] MANO MIOELECTRICA ROBOTHA. Fuente Disponible en línea: <http://www.robotta.com/mioelectrica.htm>
- [4] PROTESIS 3A800 KINEGEN basic. Fuente Disponible en línea: <http://www.streifeneder.de/index.php?id=193&L=3>
- [5] PROTESIS Above Knee Systems – Microprocessor. Fuente Disponible en línea: http://www.blatchford.co.uk/prosthetics/products_ak/adaptive/adaptive.html
- [6] Total Knee® 2100. Fuente Disponible en línea: <http://www.ossur.com/prosthetics/knees/tk2100>
- [7] C-LEG. Fuente Disponible en línea: <http://www.cleg.ottobock.com/index.php?id=67&L=1>
- [8] Weight Activated Locking Knee (W.A.L.K.). Disponible en línea: <http://www.hosmer.com/products/knees/index.html>
- [9] OTTOBOCK. Disponible en línea: <http://www.ottobock.com/>
- [10] UNIVERSIDAD DE NUEVA YORK. Facultad Protésica y Ortésica. Ortésica de miembro inferior. 1986
- [11] Volpielli, L. Chambers, R. Wagner, F. Amputation levels of bilateral lower extremity amputees: and analysis of one hundred and three cases. J. Bone Joint Surg, 1983
- [12] Fishman, S. Radclif, Ch. Métodos de comprobación y revisión de las prótesis de extremidad inferior: Mapfre, 1978
- [13] UNIVERSIDAD DE NUEVA YORK. Facultad Protésica y Ortésica. Ortésica de miembro inferior. 1986
- [14] Wilson, B. Limb Prothetics. Robert E. Krieger Publ. Huntington, Nueva York. 1972
- [20] DU, S.; VUSKOVIC, M.; Temporal vs. Spectral Approach to Feature Extraction from Prehensile EMG Signals. Department of Computer Science, San Diego State University, 2003.
- [21] ENGLEHART, K. Signal Representation for Classification of the Transient Myoelectric Signal. Ph.D. Thesis, University of New Brunswick, Fredericton, New Brunswick, 1998.

[22] BIRKENDAL, L.; COLLEN, T.; DAGILIS, S.; DELAVERNHE, G.; EMBORG, J. Pattern Recognition of upper-body electromyography for control of lower limb prostheses. Institute of Electronic Systems, Aalborg University, June 2002.

[23] FERGUSON, Simon; DUNLOP, Reg. Grasp Recognition From Myoelectric Signals. Proc. 2002 Australasian Conference on Robotics and Automation, Auckland, 27-29 November 2002.

[24] Signal Processing Toolbox. Matlab 6.1. Disponible en: www.mathworks.com 2004

[25] HANNAFORD, B.; LEHMAN, S. Short Time Fourier Analysis of the Electromyogram: Fast Movements and Constant Contraction. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. BME-33, pp.1173-1181, December 1986.

[26] HULATA, E.; SEGEV, R.; BEN-JACOB, E. A method for spike sorting and detection based on wavelet packets and Shannon's mutual information. Journal of Neuroscience methods, 2002.

[27] MALLAT, S. A wavelet tour of signal processing. Academic Press, 1999.

[28] Wavelet Toolbox. Matlab 6.1. Disponible en: www.mathworks.com 2004.

[29] Ernesto A. Meyer: Glosario de términos técnicos, Entrada P, «pattern recognition». Grupo de Informática Aplicada al Inglés Técnico, la Argentina, 1995, bajo la licencia de documentación libre GNU.

[30] Isneri Talavera Bustamante. Estado del Arte del Reconocimiento de Patrones en la Quimiometría. Disponible en línea:
http://www.cenatav.co.cu/doc/RTecnicos/RT%20SerieAzul_002web.pdf

[31] Disponible en línea: <http://es.wikipedia.org/wiki/Correlación>

[32] Disponible en línea: http://www.hrc.es/bioest/Reglin_8.html

[33] Disponible en línea:
http://es.wikipedia.org/wiki/Coeficiente_de_correlación_de_Spearman

[34] ALBA, J. Reconocimiento de Patrones. Disponible en línea:
<http://www.gts.tsc.uvigo.es/pi/Reconocimiento.pdf>

[35] Disponible en línea:
http://buscon.rae.es/drael/SrvltConsulta?TIPO_BUS=3&LEMA=adaptar

[36] Ballester, Grettel y Mora, Erick. –"Introducción al Control Adaptativo". Monografía, Universidad de Costa Rica. II ciclo, 2001.

[37] Francisco Rodríguez Rubio. - Control adaptativo y Robusto. Universidad de Sevilla.

[38] Robin de Keyser. Auto-tuning Techniques and Adaptive Control (DIRAC) for EXOTIC processes (Chemical Reactor).

[39] Bueno S. R. De Keyser and G. Favier (1991). Auto-tuning and adaptive tuning of PID controllers. Journal A32(1), 28-34

[40] Técnicas de control adaptativas aplicadas a sistemas multivariables (M.I.M.O.). Disponible en: <http://redalyc.uaemex.mx/redalyc/pdf/849/84903508.pdf>

[41] Principios básicos de diseño de sistemas de control. Disponible en: <http://plantasquimicas.iespana.es/Control/c5.htm>

- [41] Fuente: Otto bock. Disponible en línea: <http://www.ottobock.com.co>
- [42] Fuente: Dane. Disponible en línea: http://www.dane.gov.co/files/investigaciones/condiciones_vida/ingresos_gastos/IG_ingreso_mensual.xls
- [43]. Disponible en línea: <http://www.project2061.org/esp/publications/sfaa/online/chap11.htm>
- [44] Disponible en línea: <http://www.monografias.com/trabajos20/simulacion-sistemas/simulacion-sistemas.shtml?monosearch>
- [45] Disponible en línea: <http://www.mathworks.com/products/simmechanics/>
- [46] WINTER, David A.. Biomechanics and motor control of human movement. Pg. 158
- [47] Disponible en línea: http://es.wikipedia.org/wiki/Doble_p%C3%A9ndulo
- [48] Disponible en línea: <http://www.monografias.com/trabajos7/lene/lene.shtml>
- [49] Disponible en línea: http://en.wikipedia.org/wiki/List_of_moments_of_inertia
- [50] NORTON. Diseño de maquinaria. Ed Magraw Hill.
- [51] Disponible en línea: <http://docentes.uacj.mx/gtapia/AN/Unidad2/Newton.htm>
- [52] Disponible en línea: <http://www.buehlermotor.com/>
- [53] <http://www.seniam.org>
- [54] <http://www.delsys.com/KnowledgeCenter/Practicum.html>
- [55] DU, S.; VUSKOVIC, M.; Temporal vs. Spectral Approach to Feature Extraction from Prehensile EMG Signals. Department of Computer Science, San Diego State University, 2003
- [56] ENGLEHART, K. Signal Representation for Classification of the Transient Myoelectric Signal. Ph.D. Thesis, University of New Brunswick, Fredericton, New Brunswick, 1998.
- [57] FERGUSON, Simon; DUNLOP, Reg. Grasp Recognition From Myoelectric Signals. Proc. 2002 Australasian Conference on Robotics and Automation, Auckland, 27-29 November 2002.
- [58] BIRKENDAL, L.; COLLEN, T.; DAGILIS, S.; DELAVERNHE, G.; EMBORG, J. Patern Recognition of upper-body electromyography for control of lower limb prostheses. Institute of Electronic Systems, Aalborg University, June 2002
- [59] Advance signal processing toolbox – National Instruments.
- [60] MALLAT, S. A wavelet tour of signal processing. Academic Press, 199
- [61] ADDISON, P. S. The illustrated Wavelet Transform Handbook. J. Reville, Ed. Institute of Physics Publishing, 200
- [62] Disponible en línea: [http://es.wikipedia.org/wiki/Entrop%C3%ADa_\(informaci%C3%B3n\)](http://es.wikipedia.org/wiki/Entrop%C3%ADa_(informaci%C3%B3n))
- [63] Disponible en línea: <http://library.thinkquest.org/C0110311/sphistory.shtml>
- [64] Disponible en línea: www.uniandes.edu.co

[65] TAMAYO TAMAYO, M. (1981). El Proceso de Investigación Científica. México. Editorial Limusa.

[66] PACHEC LADRÓN DE GUEVARA, L. C., *Metodología de investigación. La elaboración del proyecto*, Universidad Autónoma de Nayarit, 2ª edición, Nayarit, 2000

[67] Disponible en línea: http://cristocolon1.blogspot.com/2008_01_01_archive.html

[68] Disponible en línea: <http://materias.fi.uba.ar/6712M/Mecanismo4barras.pdf>

[69] Disponible en línea:
http://www.dane.gov.co/files/investigaciones/condiciones_vida/calidad_vida/Presentacion_nov25boletin.pdf

ANEXO A

CODIGO EN MATLAB PARA SOLUCION DE GENERACIO DE TRAYECTORIA EN UN MECANISMO DE 4 BARRAS USANDO NEWTON-RAPHSON

```
*****
%
%
% Path Generation Program Using Loop Closure Method
%
%
*****
% FILENAME: path_loop_closure.m
% CREATE MATRICES TO STORE X AND iY COMPONENTS OF POSITION OF PTS. A,
B,
% AND C AND THETA 3 AND 4 ESTIMATES
Xa=[];
Ya=[];
Xb=[];
Yb=[];
Xc=[];
Yc=[];
thetabars=[];
% DEFINE CONSTANTS (LENGTHS IN INCHES, ANGLES IN RADIANS)
r1=0.98425; % "G" Ground Link Length, AoBo
r2=3.4252; % "U" Input Link Length, AoA
r3=2.28324; % "Z" Coupler Link Length, AB
r4=3.34646; % "W" Follower Link Length, BoB
r5=3.66; % Length AC
theta1=0; % Angle of Ground Link
psic=90*(pi/180); % Angle BAC
mu=-1; % Configuration of linkage
% Grashof (s+l<p+q since r2+r1<r3+r4) and input is the shortest
% link => Crank Rocker (Crank can rotate 360 degrees)
theta2min=360*(pi/180); % Smallest input angle
theta2max=300*(pi/180); % Largest input angle
range=theta2max-theta2min; % Range of input motion
steps=100; % Number of positions that will be calculated
% CALCULATE INITIAL POSITION OF C WITH COMPLEX NUMBERS
theta2=theta2min; % Initial theta2
r2v=r2*exp(i*theta2); % Position vector AoA
r1v=r1*exp(i*theta1); % Position vector AoBo
r7v=r2v-r1v; % Position vector BoA
r7=abs(r7v); % Magnitude BoA
psi=acos((r4^2+r7^2-r3^2)/(2*r4*r7)); % Angle ABoB
theta4=imag(log(r7v/abs(r7v)))+mu*psi; % Current theta4
r4v=r4*exp(i*theta4); % Position vector BoB
r3v=r1v-r2v+r4v; % Position vector AB
theta3=imag(log(r3v/abs(r3v))); % Angle of AoA to X axis
% CALCULATE POSITION OF C AT ALL STEPS
for q=1:(steps+1)
    theta2=theta2min+(q-1)*(range)/steps; % Current theta2
% CALL FUNCTION TO GET ESTIMATES OF THETAS 3 AND 4
thetabars=thetas(theta1,theta2,theta3,theta4,r1,r2,r3,r4);
theta3=thetabars(1); % Set current theta3 to Newton-Raphson estimate
theta4=thetabars(2); % Set current theta4 to Newton-Raphson estimate
thth(q)=theta4;
Xc(q)=r2*cos(theta2)+r5*cos(theta3+psic); % Put current Xc in matrix
Yc(q)=r2*sin(theta2)+r5*sin(theta3+psic); % Put current iYc in matrix
```

```

Xb(q)=r1*cos(theta1)+r4*cos(theta4); % Put current Xb in matrix
Yb(q)=r1*sin(theta1)+r4*sin(theta4); % Put current iYb in matrix
Xa(q)=r2*cos(theta2); % Put current Xa in matrix
Ya(q)=r2*sin(theta2); % Put current iYa in matrix
end
theta4max=max(thth);
theta4min=min(thth);
range1=(theta4max-theta4min)*180/pi
% PLOT THE POSITIONS OF C, B, AND A
plot(Xb,Yb,Xa,Ya,'linewidth',3), grid on;
title('Trayectoria del mecanismo de 4 barras Utilizando Loop Closure y
Newton-Raphson');
axis([-5,5,-5,5]);
xlabel('Coordenadas x (Pulg.)');
ylabel('Coordenadas y (Pulg.)');
legend('Trayectoria del pto B','Trayectoria del pto. C','Input
(Crank)');
animate_nbar

%*****
%
%
%
% Function for Path Generation Program Using Loop Closure Method
% 2-12-06
%
%*****
% FILENAME: thetas.m
% FUNCTION FINDS NEWTON-RAPHSON APPROXIMATION OF THETAS 3 AND 4
% BASED ON PREVIOUS ANGLES AND BASED ON LINK MAGNITUDES
function y=thetas(th1,th2,th3,th4,m1,m2,m3,m4)
% SET ESTIMATES EQUAL TO LAST THETAS 3 AND 4
theta3bar=th3;
theta4bar=th4;
%INITIALIZE MATRIX TO STORE X AND Y SUMS
F=[1;1];
% LOOP UNTIL MAGNITUDE OF X AND Y SUMS IS VERY SMALL -- NEAR ZERO
while norm(F)>=1.0e-010 %if eps, program looped forever
% X COMPONENTS AT CURRENT ESTIMATE (MUST ADD UP TO ZERO)
f1=m2*cos(th2)+m3*cos(theta3bar)-m4*cos(theta4bar)-m1*cos(th1);
% Y COMPONENTS AT CURRENT ESTIMATE (MUST ADD UP TO ZERO)
f2=m2*sin(th2)+m3*sin(theta3bar)-m4*sin(theta4bar)-m1*sin(th1);
% JACOBIAN DETERMINATE IS CALCULATED
A=[(-m3*sin(theta3bar)) (m4*sin(theta4bar));(m3*cos(theta3bar)) (-
m4*cos(theta4bar))];
%THE X AND Y AT CURRENT ESTIMATE
b=[(-(f1));(-(f2))];
% MATRIX "DIVISION" -- EQUIVALENT TO A^-1*b, BUT FASTER EXECUTION
x=A\b;
% NEW ESTIMATE OF THETAS 3 AND 4
theta3bar=theta3bar+x(1,1);
theta4bar=theta4bar+x(2,1);
% NEW SUM OF X AND Y COMPONENTS
f1=m2*cos(th2)+m3*cos(theta3bar)-m4*cos(theta4bar)-m1*cos(th1);
f2=m2*sin(th2)+m3*sin(theta3bar)-m4*sin(theta4bar)-m1*sin(th1);
% PUT X AND Y SUMS IN MATRIX SO NORM CAN BE COMPUTED
F=[f1;f2];
end
% FINAL ESTIMATES ARE RETURNED AS A VECTOR
y=[theta3bar theta4bar];
end

```

ANEXO B

ALGORITMO Y CODIGO FUENTE DEL MICROCONTROLADOR

1. INICIO
2. CONFIGURAR MODULO RS232, CAD, Y PWM
3. ESPERA COMANDO DEL PC
4. COMANDO RECIBIDO
 - a. SI ES D VAYA A 4
 - b. SI ES A VAYA A 8
 - c. SI ES CUALQUIER OTRA LETRA ENVIE "e" Y VAYA A 2
5. ESPERA COMANDO DEL PC
6. COMANDO RECIBIDO
 - a. SI ES O VAYA A 6
 - b. SI ES I VAYA A 7
 - c. SI ES OTRA LETRA ENVIE "e" Y VAYA A 4
7. LEEA PUERTO D (DIP SWITCHS)
 - a. DESCOMPONER NUMERO EN UNIDADES, DECENAS, CENTENAS
 - b. CONVERTIR A CODIGO HEX LAS U, D Y C.
 - c. ENVIAR EL NUMERO DE LAS CENTENAS, DE LAS DECENAS Y DE LAS UNIDADES RESPECTIVAMENTE.
 - d. ENVIAR "z" QUE SIGNIFICA QUE YA FINALIZÓ EL ENVIO.
 - e. VAYA A INICIO
8. ESPERA 3 NUMEROS DEL PC Y GUARDA EN VARIABLES DISTINTAS
 - a. CONVIERTE NUMEROS, A UN NUMERO DE 3 CIFRAS, UNIDADES DECENAS CENTENAS
 - b. VISUALIZA EN EL PUERO B
 - c. VAYA A INICIO
9. ANALOGO: ESPERA COMANDO DEL PC
10. COMANDO RECIBIDO
 - a. SI ES O VAYA A 6
 - b. SI ES I VAYA A 7
 - c. SI ES OTRA LETRA ENVIE "e" Y VAYA A 4
11. CONFIGURE MODULO DE CAD PARA RECEPCION Y CONVERSION
12. LEEA ENTRADA CONFIGURADA ANALOGA
 - a. DESCOMPONER NUMERO EN UNIDADES, DECENAS, CENTENAS
 - b. CONVERTIR A CODIGO HEX LAS U, D Y C.
 - c. ENVIAR EL NUMERO DE LAS CENTENAS, DE LAS DECENAS Y DE LAS UNIDADES RESPECTIVAMENTE.
 - d. ENVIAR "z" QUE SIGNIFICA QUE YA FINALIZÓ EL ENVIO.
 - e. VAYA A INICIO
13. ESPERA 3 NUMEROS DEL PC Y GUARDA EN VARIABLES DISTINTAS
 - a. CONVIERTE NUMEROS, A UN NUMERO DE 3 CIFRAS, UNIDADES DECENAS CENTENAS
 - b. CARGA NUMERO EN MODULO PWM PIR2
 - c. GENERA VOLTAJE EN SALIDA RC2
 - d. VAYA A INICIO

PROGRAMA DISEÑADO EN EL MICROCONTROLADOR

```
LIST      P = 16F877           ;Identifica el microcontrolador
RADIX    HEX
INCLUDE <P16F877.INC>        ; Incluye libreria de registros de proposito especifico.
```

```
BANDATO   EQU 0x20           ; La posición 0x21 equivale al nombre OPER
INI       EQU 0X21           ; DATO RECIBIDO EN CODIGO BINARIO
```

```

DIP                EQU 0X22
LEOES              EQU 0X23
BANDERA1           EQU 0X24
BAN                EQU 0X25
RET1               EQU 0X26
RET2               EQU 0X27
RET3               EQU 0X28
VAR2               EQU 0X29
DATOVIS           EQU 0X30
VAR1               EQU 0X31
DATO               EQU 0X32
VAR3               EQU 0X33
C100              EQU 0X34
C10                EQU 0X35
DATOEN            EQU 0X36
CON                EQU 0X37
CON1               EQU 0X38
D100              EQU 0X39
D10                EQU 0X40
BANMENOR           EQU 0X41
VAR4               EQU 0X42

```

```
;LEE O ESCRIBE
```

```

;CAD
TEMPA              EQU 0X43
TEMPB              EQU 0X44
VALOR              EQU 0X45
RESUL              EQU 0X46
RESTA              EQU 0X47
DIVID              EQU 0X48
TEMPPROM           EQU 0X49
BANZE              EQU 0X50

```

```

BANCO0 MACRO
    BCF STATUS,6
    BCF STATUS,5
    ENDM

```

```
;MACRO DEL BANCO0
```

```

BANCO1 MACRO
    BCF STATUS,6
    BSF STATUS,5
    ENDM

```

```
;MACRO DEL BANCO1
```

```

BANCO2 MACRO
    BSF STATUS,6
    BCF STATUS,5
    ENDM

```

```

BANCO3 MACRO
    BSF STATUS,6
    BSF STATUS,5
    ENDM

```

```

MUSARTREC MACRO
BANCO1

```

```
;CONFIGURACION DEL USUART
```

```

    MOVLW B'00100100'
    MOVWF TXSTA
    MOVLW .25
    MOVWF SPBRG
    BSF          PIE1,RCIE
    BANCO0
    MOVLW B'10010000'
    MOVWF RCSTA
    MOVLW B'11000000'
    MOVWF INTCON

```

```
;9600 BAUDIOS
```

```
;HABILITA INTERRUPCION EN RECEPCION
```

```

; CONFIGURACION DEL USUART
; PARA RECEPCION CONTINUA, PUESTA EN ON
; HABILITACION DE LAS INTERUPCIONES EN GENERAL

```

```
ENDM
```

```

ORG 0x00
GOTO INICIO1

```

```
; inicio en posición 00 del programa.
```