

**ESTUDIO BIOMECÁNICO Y DISEÑO DE UN EMULADOR DE TOBILLO  
ARTICULADO PARA PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR**

**Autores:**

**CARLOS ARTURO GÓMEZ SERRANO**

**WILLIAM PINTO HERNÁNDEZ**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECANICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA  
GRUPO DE INVESTIGACIÓN DICBOT  
BUCARAMANGA**

**2008**

**ESTUDIO BIOMECÁNICO Y DISEÑO DE UN EMULADOR DE TOBILLO  
ARTICULADO PARA PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR**

**Autores:**

**CARLOS ARTURO GÓMEZ SERRANO**

**WILLIAM PINTO HERNÁNDEZ**

**Proyecto de grado como requisito parcial para optar por el título de  
Ingeniero Mecánico**

**Director:**

**CARLOS BORRÁS PINILLA**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECANICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA  
GRUPO DE INVESTIGACIÓN DICBOT  
BUCARAMANGA**

**2008**

## DEDICATORIAS

A Dios,  
por demostrarme que nada es imposible  
y no dejarme desfallecer.

A mis Padres,  
por ser ejemplo de superación, brindarme su amor  
y la motivación para llevar a término final el proyecto.

A mis hermanos,  
por su apoyo incondicional, la alegría y  
el amor de siempre.

A William Pinto Hernández,  
una persona incansable, luchadora y  
entregada por el proyecto.

A Claudia del Pilar Barreneche y  
Karol Marcela Rojas Esteban  
por brindarme su alegría y amor día a día.

**CARLOS ARTURO GÓMEZ SERRANO**

## **DEDICATORIAS**

A Dios,  
quien supo darme la fortaleza y entereza  
y enseñarme a no desfallecer.

A mi madre y mi abuela  
quienes me enseñaron el valor de la honestidad  
y que las metas solo se alcanzan con trabajo duro y constante.

A mi hermano,  
que fue y se comportó como más que un pilar,  
y me brindó su apoyo incondicional.

A Carlos Arturo Gómez Serrano y su familia,  
quien me invitó a hacer parte de este proyecto  
y enseñarme que los sueños se pueden hacer realidad.

A mis amigos,  
gracias por su apoyo y comprensión.  
A todas las personas que hicieron parte de este proyecto.

**WILLIAM PINTO HERNÁNDEZ**

## **AGRADECIMIENTOS**

Los autores del proyecto de grado “ESTUDIO BIOMECÁNICO Y DISEÑO DE UN EMULADOR DE TOBILLO ARTICULADO PARA PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR” agradecen a las siguientes personas y entidades que aportaron su granito de arena para la consecución de este trabajo:

Al Ingeniero Guillermo Beltrán Dulcey, por ser la persona que permitió realizar las pruebas del emulador y dar su valiosa opinión para las conclusiones del mismo.

A las doctoras Arabela Serrano de Gómez y María Solangel Patiño Segura, fisioterapeutas; al doctor Gustavo Adolfo Parra Zuluaga, médico Internista; y a los protesistas, señores Jaime Amaya y Everardo Rojas, por ser los encargados de dar el apoyo necesario en el campo médico y asesorarnos en el desarrollo del proyecto.

A la planta docente de la Escuela de Ingeniería Mecánica por ser los forjadores de nuestra preparación académica como ingenieros.

A nuestro director de proyecto, ingeniero y educador Carlos Borrás Pinilla, por creer en nuestro trabajo y brindarnos la asesoría necesaria en los temas concernientes a la ingeniería y modelamiento dinámico del proyecto.

A la Vicerrectoría Académica de la universidad, por haber apoyado nuestra investigación al ser seleccionada en la convocatoria de proyectos promisorios 2008.

A los estudiantes de la Escuela de Diseño Industrial de la UIS, Sergio Luis Gómez Serrano y Karol Marcela Rojas Esteban, por su colaboración en la elaboración de las figuras del código y por sus aportes y valiosas sugerencias para mejorar el lenguaje del uso del mismo.

Al laboratorio de FMS bajo la dirección del docente Jorge Enrique Meneses Flórez.

A los señores Sergio Gómez García y Juan Guevara, por haber asistido en la fase de construcción y desarrollo del emulador.

A la Comunicadora Social, Claudia del Pilar Barreneche Sarmiento, por habernos revisado la documentación del proyecto con la cual se asegura una correcta redacción y fácil comprensión del libro.

## CONTENIDO

	pág.
INTRODUCCIÓN .....	1
1 FORMULACIÓN DEL PROBLEMA .....	6
1.1 IDENTIFICACIÓN.....	6
1.2 JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA .....	7
1.3 OBJETIVOS DEL TRABAJO DE GRADO .....	8
1.3.1 Generales.....	8
1.3.2 Objetivos Específicos .....	8
1.4 JUSTIFICACIÓN DE LA SOLUCIÓN.....	10
2 BIOMECÁNICA DEL PIE .....	12
2.1 GENERALIDADES .....	12
2.2 MECÁNICA Y ANATOMÍA DEL PIE .....	14
2.3 MECÁNICA DE LAS ARTICULACIONES DEL PIE .....	16
2.3.1 Sección Posterior.....	16
2.3.2 Sección Media.....	17
2.3.3 Sección Anterior.....	18
2.4 RESUMEN DE LOS MOVIMIENTOS PRESENTES DURANTE LA FASE DE APOYO .....	19
3 ANÁLISIS DE MARCHA .....	22
3.1 GENERALIDADES .....	22
3.1.1 Caracterización de la marcha.....	22
3.1.2 Ciclo de marcha.....	23
3.2 DETERMINANTES ANATÓMICOS DE LA MARCHA .....	25
3.2.1 Influencia de la pelvis en el desplazamiento del centro de gravedad.....	26
3.3 ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL TOBILLO EN EL PLANO SAGITAL.....	27
3.3.1 Análisis cinemático entre el contacto del talón y el punto de apoyo medio.....	27
3.3.2 Análisis cinético entre el contacto del talón y el punto de apoyo medio.....	28
3.3.3 Análisis cinemático entre el apoyo medio y el despegue del pie.....	29
3.3.4 Análisis cinético entre entre el apoyo medio y el despegue del pie.....	29
3.3.5 Análisis del movimiento durante la fase de balanceo.....	29

4	ESTADO DEL ARTE .....	30
4.1	INVESTIGACIONES.....	30
4.2	PRÓTESIS .....	34
4.2.1	Clasificación de las prótesis. ....	37
4.2.2	Componentes de una prótesis.....	40
5	LABORATORIOS DE MARCHA Y SUS ELEMENTOS.....	48
5.1	SISTEMAS DE CAPTACIÓN Y SOFTWARE DE ANÁLISIS.....	48
5.2	ESPACIO Y EQUIPOS AUXILIARES.....	50
5.3	PROCESAMIENTO DE DATOS.....	54
6	DEFINICIÓN DE LAS VARIABLES GENERALIZADAS Y EL LAGRANGIANO DEL SISTEMA DINÁMICO .....	56
6.1	COORDENADAS GENERALIZADAS.....	57
6.2	PRINCIPIO DE FORMULACIÓN.....	57
6.2.1	Función Lagrange.....	58
6.2.2	Ecuaciones de Lagrange.....	59
6.3	SISTEMA PLANTEADO .....	61
6.3.1	Definición de las coordenadas generalizadas para el sistema de 5 segmentos.....	63
6.3.2	Ubicación de los centros de masa e inercia de los segmentos.. .....	65
6.4	DEFINICIÓN DEL LAGRANGIANO DEL SISTEMA .....	66
7	SOLUCIÓN DEL SISTEMA DINÁMICO .....	71
7.1	APLICACIÓN DE LA METODOLOGÍA DE LAGRANGE PARA EL SISTEMA PLANTEADO .....	71
7.2	TORQUES Y FUERZAS EXTERNAS QUE REALIZAN TRABAJO EN EL SISTEMA.....	80
7.2.1	Fuerzas generalizadas. ....	82
7.2.2	Fuerzas generalizadas del sistema. ....	82
7.3	SOLUCIÓN PARA LOS TORQUES EN LAS ARTICULACIONES Y LAS REACCIONES EN EL TOBILLO.....	84
7.3.1	Primera fase de doble apoyo.....	85
7.3.2	Apoyo simple de la pierna derecha.....	85
7.3.3	Segunda fase de doble apoyo.. .....	86
7.3.4	Apoyo simple pierna izquierda.....	86
7.4	SOLUCIÓN DEL SISTEMA .....	87
8	DESCRIPCIÓN GENERAL DEL CÓDIGO DESARROLLADO.....	88
9	DISEÑO DEL EMULADOR DE TOBILLO.....	91

9.1	PARÁMETROS Y REQUERIMIENTOS PARA EL DISEÑO MECÁNICO DEL EMULADOR.....	91
9.1.1	Movimientos del pie.....	92
9.1.2	Parámetros cinemáticos de la flexión dorsal y plantar en el diseño.. .....	94
9.1.3	Análisis cinético de la articulación del tobillo. ....	97
9.1.4	Resumen cinético y cinemático. ....	105
9.1.5	Ergonomía del pie.....	106
9.2	SELECCIÓN DE LA SOLUCIÓN.....	107
9.2.1	Primera selección. ....	108
9.2.2	Segunda selección. ....	110
9.2.3	Tercera selección. ....	112
9.2.4	Cuarta selección.....	115
9.3	CÁLCULO DE LOS ELEMENTOS .....	117
9.3.1	Palanca.....	118
9.3.2	Resortes. ....	122
9.3.3	Muelle.....	128
9.3.4	Pivotes.....	132
10	VALIDACIÓN Y PRUEBAS .....	135
10.1	VALIDACIÓN DEL CÓDIGO .....	135
10.2	PRUEBAS .....	137
10.3	VALIDACIÓN CINEMÁTICA DEL EMULADOR.....	139
11	CONCLUSIONES.....	142
12	Recomendaciones.....	146
13	BIBLIOGRAFÍA.....	148

## LISTA DE FIGURAS

	pág.
Figura 1. Derecha, secciones funcionales del pie. (Tomado de Tobillo y Pie de Rene Cailliet). Izquierda, vista dorsal de los huesos del pie. (Tomado de Anatomía y Fisiología Sistémica de Filmar Echeverry López).....	13
Figura 2. Inversión y eversión del pie. (Tomado de Anatomy & Physiology 1 note Summaries de Geralyn M. Caplan).....	14
Figura 3. Dorsiflexión y plantiflexión. (Tomado de Anatomy & Physiology 1 Note Summaries de Geralyn m. Caplan).....	15
Figura 4. Aducción y abducción del pie. (Tomada de Modelo Biomecánico del Pie para Análisis de la Marcha de Ana Maria Polanco Gutiérrez).....	15
Figura 5. Partes del ciclo de marcha en forma porcentual y en forma grafica (tomado de Lower Limb Prostheses de John Michael's Corner).....	23
Figura 6. Resumen de los movimientos de la cadera, dv muestra el desplazamiento vertical del centro de gravedad, rp es la rotación pélvica, ip es la inclinación pélvica, cp desplazamiento pélvico. (Tomado de Tobillo y Pie de Rene Cailliet).....	26
Figura 7. Análisis cinético de la posición inicial y final del tobillo entre el contacto inicial del talón y el apoyo medio en el plano sagital. La flecha verde simula la reacción, línea punteada muestra el trayecto de la reacción, flecha azul indica el momento de flexión resultante. ....	28
Figura 8. Prótesis Endoesquelética. (Tomada de Prótesis Transtibial de Ada N. Rivera Sánchez). ....	38
Figura 9. Prótesis Exoesquelética. (Tomada de Prótesis Transtibial de Ada N. Rivera Sánchez). ....	39
Figura 10. Socket PTB. (Tomada de Below knee amputations de Anna Sokolowska).....	41
Figura 11. Pie tipo SACH. (Tomada de Prótesis Transtibial de Ada N. Rivera Sánchez).....	42
Figura 12. Pie tipo EJE SENCILLO. (Tomada de Prótesis Transtibial de Ada N. Rivera Sánchez). ....	44
Figura 13. Pie SAFE. (Tomado de Prótesis Transtibial de Ada N. Rivera Sánchez). ....	46

Figura 14 Pie STEN. (Tomado de Prótesis Transtibial de Ada N. Rivera Sánchez).	46
Figura 15. Pie tipo FLEX (Tomado de Prótesis transtibial de Ada N. Rivera Sánchez).	47
Figura 16. Pie tipo Springlite. (Tomada de los productos de Acosta Ortopédica Técnica).	47
Figura 17. Representación de los marcadores luminosos, lado izquierdo por reflexión y lado derecho por luz. Fuente: Desarrollo de sistema de Videografía Digital para análisis de la marcha de A. Braidot, L. Cian, A. Chemiz y J. Spinetto.	52
Figura 18. Ejemplo de estelas de luz generadas por el movimiento del pie durante el ciclo de marcha, tomadas de una prueba utilizando WALKLAB v.1.0.	53
Figura 19. Coordenadas Generalizadas del sistema del sistema	64
Figura 20 Esquema de torques y fuerzas presentes en cada pierna del sistema.	81
Figura 21. Curva ángulo contra porcentaje del ciclo de marcha durante la flexión plantar y dorsal. (Tomado de POLANCO GUTIÉRREZ, Ana María. Modelo biomecánico del pie para análisis de marcha humana. Universidad de Los Andes. 2004. p.17.)	95
Figura 22. Curva de fuerza horizontal contra porcentaje del ciclo de marcha para una persona de 80kg.	97
Figura 23. Curva de carga vertical versus porcentaje del ciclo de marcha para una persona de 80kg.	99
Figura 24. Curva de torque contra porcentaje del ciclo de marcha para una persona con un peso de 80kg.	101
Figura 25. Curva de torque contra ángulo para una persona de 80kg.	103
Figura 26. Curva de torque contra porcentaje del ciclo de marcha realizada por WALKLAB v1.0 con una persona de 80kg.	104
Figura 27. Curva de la fuerza horizontal contra porcentaje del ciclo de marcha realizada por WALKLAB v1.0 con una persona de 80kg.	104
Figura 28. Curva de la fuerza vertical contra porcentaje del ciclo de marcha realizada por WALKLAB v1.0 con una persona de 80kg.	105
Figura 29. Dimensiones principales del pie consideradas para el diseño del emulador.	106
Figura 30. Primera propuesta opcionada después de la segunda selección.	111
Figura 31. Segunda propuesta opcionada después de la segunda selección.	112

Figura 32. Propuestas ganadoras en la fase uno y dos con las debidas modificaciones para cumplir la fase de análisis ergonómico. ....	113
Figura 33. Propuestas generadas durante la tercera fase de selección. ....	114
Figura 34. Vista general del emulador. ....	117
Figura 35. Geometría final de la palanca. ....	119
Figura 36. Esfuerzos en la palanca cuando es sometida a la carga estática por efecto de los resortes a compresión. ....	121
Figura 37. Deformaciones de la palanca cuando es sometida a la carga estática por efecto de los resortes a compresión. ....	121
Figura 38. Gráfica para determinar en los resortes a compresión si hay pandeo. Tomada de VÁSQUEZ, Leonidas. Diseño de Máquinas I. UIS, 2005. p., 153. ....	124
Figura 39. Deformaciones del muelle cuando es sometido a carga estática por efecto de los resortes a compresión. ....	131
Figura 40. Esfuerzos en el muelle cuando es sometido a la carga estática por efecto de los resortes a compresión. ....	132
Figura 41. Esfuerzos en el pivote cuando es sometida a la carga estática. ....	133
Figura 42. Deformaciones en el pivote cuando es sometido a la carga estática. ....	134
Figura 43. Curva comparativa del ángulo absoluto de la pantorrilla entre el estudio de Winter y el generado por el código WalkLab. ....	136
Figura 44. Curva comparativa de la aceleración angular absoluta de la pantorrilla realizado por el Doctor Winter y el realizado por el código WalkLab v1.0. ....	136
Figura 45. Ángulos Absolutos para una persona de 80kg. y una altura de 1.80m analizadas con WalkLab v1.0. ....	138
Figura 46. Fotografía del paciente, donde se observa la ausencia del miembro inferior junto al emulador. ....	139
Figura 47. Coordenadas angulares absolutas del pie. La línea roja indica el estudio del Doctor Winter; la línea azul indica una prueba realizada para un paciente natural de 80kg y 1.8m de altura; la línea marrón indica la prueba con la prótesis del paciente; y la línea verde, prueba con el emulador propuesto. ....	140
Figura 48. Huesos del pie vistos desde la sección lateral y medial del pie. (Tomado de The biomechanics of the foot and ankle de Robert Donatelli). ....	159
Figura 49 Planos coordenados del cuerpo. (Tomado de Anatomic Terminology del Grupo de Neurocirugía Médica del Norte de California). ....	164
Figura 50 Pronación y supinación del pie. (Tomado de Orthotics de Steenwyk Custom Shoes & Orthotics). ....	166

Figura 51 Articulación talocrural. (Tomado de Esguince de Tobillo de Danza en Español escrito por Alejandro González Della Valle).....	167
Figura 52. Desviación con respecto al plano frontal (A); desviación con respecto al plano transversal (B). (Tomada de Modelo Biomecánico del Pie para Análisis de la Marcha de Ana María Polanco Gutiérrez).....	168
Figura 53. Ligamentos principales en la articulación talocrural. (Tomado de the Biomechanics of The Foot and Ankle de Robert Donatelli).....	170
Figura 54. En la fotografía de la izquierda se observa la representación del surco del tarso visto desde el plano transverso; y en la de la derecha, desde el plano sagital. (Tomado de Tobillo y Pie de Rene Cailliet.) .....	173
Figura 55. Ligamentos de la sección posterior del pie. (Tomado de Anatomy of the Talus and Surrounding Bony and Articular Structures de Maurice Laude). .....	176
Figura 56 Articulación talo-navicular (tomado de Ankle Anatomy: Chicago Foot and Ankle Deformity Correction Center). .....	177
Figura 57. Articulación calcáneo-cuboidea y articulación astrágalo-navicular. Se observan las articulaciones que componen la articulación mediotarsiana. (Tomado de Tobillo Y Pie de Rene Cailliet). .....	178
Figura 58. Arco formado por los cuneiformes y el cuboide en la sección media. (Tomado de Tobillo Y Pie de René Cailliet). .....	180
Figura 59. Fascia plantar en el plano transverso y sagital. (Tomado de Fasciitis Plantar (Plantar Fasciitis) y sus Tratamientos de Felipe Iglesias Arroyo). .....	184
Figura 60. Efecto de “windlass”. El aponeurosis logra elevar el arco plantar en forma pasiva. (Tomado de Plantar Fasciitis (Heel Pain) de Timothy Daniels). ....	184
Figura 61. Elementos que previenen la separación de los metatarsianos. 1) ligamento de Lisfranc. 2) Tendón peroneo largo. 3) Ligamento transverso metatarsal. 4) Adductor del Hallux. 5) Músculos interóseos. (Tomado de The Biomechanics of the Foot and Ankle de Robert Donatelli).....	185
Figura 62. Músculos intrínsecos y parte de los músculos extrínsecos del pie. (Tomado de Sistema Muscular de <a href="http://www.auxilio.net">www.auxilio.net</a> ). .....	188
Figura 63. Conjunto gastrocnemio-soleo visto desde el plano frontal. (Tomado de Achilles tendon Injuries de Jeffers Chiropractic & Sport Injuries).....	190
Figura 64. Músculos extrínsecos del pie. (Tomado de Dinámica Muscular de la Marcha de Ultrawalking & Ultramarathon, 2007). .....	192
Figura 65. Descripción temporal de las fases y subfases de la marcha. (Tomado de Lower Limb Prostheses de John Michael’s Corner).....	194
Figura 66. Ángulo entre la pierna y el pie de 90 grados.....	196

Figura 67. Fin de la fase de apoyo inicial con la flexión plantar finalizada y el inicio de la flexión dorsal. ....	197
Figura 68 . Final de la fase de apoyo medio e inicio de la fase de propulsión. ....	198
Figura 69. Final de la fase de propulsión, donde el pie se encuentra apoyado por las cabezas de los metatarsianos y por los dedos del pie. ....	199
Figura 70. Esquema de los puntos de apoyo del pie durante el ciclo de marcha (tomado de Tobillo Y Pie de René Cailliet). ....	199
Figura 71. Flexión dorsal durante la fase inicial del período de oscilación; (izquierda) muestra el inicio del período, donde el pie se encuentra en flexión plantar; (derecha) muestra el pie a un ángulo de 90 grados adquiridos mediante la flexión dorsal.....	200
Figura 72. Movimiento de vaivén del centro de masa durante la marcha a una velocidad de 1.39m/s y 106 paso/min. (Tomado de biomechanics and motor control of human movement de David a. Winter).....	202
Figura 73. Desplazamiento vertical del centro de gravedad simulado como péndulo invertido. ....	202
Figura 74. Descripción del movimiento del centro de gravedad visto desde el plano frontal. (centro) foto en doble apoyo, (izquierdo) foto con apoyo simple en la pierna izquierda y en CG desplazado levemente hacia la izquierda, (derecho) foto con apoyo simple sobre la pierna derecha y el CG desplazado levemente hacia la derecha.....	203
Figura 75. Modelo de péndulo simple invertido (línea continua) y péndulo con desplazamiento lateral (línea punteada) (A). Comparación del péndulo invertido con desplazamiento lateral (línea punteada) y el movimiento real (línea continua) (B). (Tomado de Determinants of the Center of Mass Trajectory in Human Walking and Running de Cynthia R. Lee y Claire T. Farley).....	205
Figura 76. Curva de desplazamiento vertical del centro de gravedad para una longitud de la pierna de 0.87m en un péndulo invertido con pivote fijo (compass gait); péndulo invertido con traslación (pfa translation); marcha natural (actual), y la compresión de la pierna. (Tomado de determinats of the Center of Mass Trajectory in Human Walking and Running de Cynthia R. Lee y Claire T. Farley).....	205
Figura 77. Relación del gasto energético por unidad de metro y kilogramos en relación a la velocidad de un hombre adulto promedio. (Tomado de Energy-Speed Relation and Optimal Speed During Walking de H. J. Ralston). ....	207
Figura 78. Comportamiento de una persona con una prótesis por encima de la rodilla (línea continua) y la misma persona con muletas (línea punteada). (Tomado de Energy-Speed Relation and Optimal Speed During Walking de H. J. Ralston). ....	208

Figura 79. Análisis cinemático de la posición inicial y final de la cadera entre el punto de contacto del talón y el punto de apoyo medio en el plano sagital. ....	212
Figura 80. Análisis cinético de la posición inicial y final de la cadera entre el punto de contacto del talón y el punto de apoyo medio en el plano sagital. La flecha verde simula la reacción; la línea punteada indica la trayectoria de la reacción. La flecha azul muestra el momento de flexión resultante. ....	213
Figura 81. Análisis cinemático de la posición inicial y final de la cadera entre el apoyo medio y el despegue del pie en el plano sagital.....	214
Figura 82. Análisis cinético de la posición inicial y final de la cadera entre el apoyo medio y el despegue del pie en el plano sagital. Flecha verde simula la reacción, línea punteada indica la trayectoria de la reacción, flecha azul muestra el momento de flexión resultante. ....	215
Figura 83. Actividad muscular de la pierna derecha en un ciclo de marcha. (Tomado de Pie y Tobillo de René Cailliet).....	217
Figura 84. Análisis cinético de la posición inicial y final de la rodilla entre el contacto inicial del talón y el apoyo medio en el plano sagital. La flecha verde simula la reacción, la línea punteada indica el trayecto de la reacción y la flecha azul muestra el momento de flexión resultante.....	218
Figura 85. Análisis cinético de la posición inicial y final de la rodilla entre el apoyo medio y el despegue del pie en el plano sagital. La flecha verde simula la reacción, la línea punteada muestra el trayecto de la reacción y la flecha azul indica el momento de flexión resultante. ....	220
Figura 86. Actividad muscular durante un ciclo de marcha. (Tomado de Pie y Tobillo de René Cailliet.).....	225
Figura 87 Longitudes de los segmentos del cuerpo en proporción de la altura del cuerpo H (tomado de Biomechanics and motor control of the human movement de David A. Winter).....	230
Figura 88. Localización del CG de un segmento en base a la utilización de puntos internos y epidérmicos (tomada de Parámetros inerciales para el modelado biomecánico del cuerpo humano de Soto, V.M. y Gutierrez, M.).....	233
Figura 89. Curvas comparativas de los resultados obtenidos por el Doctor David A. Winter y los obtenidos por WalkLab v1.0. En forma descendente se presenta el ángulo absoluto del tronco, ángulo absoluto del muslo, ángulo absoluto de la pantorrilla y finalmente el ángulo absoluto del pie. ....	235
Figura 90. Curvas comparativas de los resultados obtenidos por el Doctor David A. Winter y los obtenidos por WalkLab v1.0. En forma descendente se presenta la velocidad angular del tronco, velocidad angular del muslo, velocidad angular de la pantorrilla y finalmente la velocidad angular del pie.....	237

Figura 91. Curvas comparativas de los resultados obtenidos por el Doctor David A. Winter y los obtenidos por WalkLab v1.0. En forma descendente se presenta la aceleración angular del tronco, aceleración angular del muslo, aceleración angular de la pantorrilla y finalmente la aceleración angular del pie.....	239
Figura 92. Curvas comparativas de los resultados obtenidos por el Doctor David A. Winter y los obtenidos por WalkLab v1.0. En forma descendente se presenta la reacción horizontal en el tobillo, la reacción vertical en el tobillo y por ultimo el torque en el tobillo.....	241
Figura 93. Ángulos relativos entre los segmentos del cuerpo para una persona de 80kg. y una altura de 1.80m.....	243
Figura 94. Velocidad angular absoluta entre los segmentos del cuerpo para una persona de 80kg. y una altura de 1.80m.....	243
Figura 95. Velocidad angular relativa entre los segmentos del cuerpo para una persona de 80kg. y una altura de 1.80m.....	244
Figura 96. Velocidad vertical del centro de masa del cuerpo para una persona de 80kg. y una altura de 1.80m.....	244
Figura 97. Velocidad horizontal del centro de masa del cuerpo para una persona de 80kg. y una altura de 1.80m.....	245
Figura 98. Aceleración angular absoluta para una persona de 80kg. y una altura de 1.80m.....	245
Figura 99. Aceleración angular relativa para una persona de 80kg. y una altura de 1.80m.....	246
Figura 100. Coordenadas angulares absolutas de los segmentos, donde la línea roja representa el estudio realizado por el doctor Winter, la línea azul representa un estudio para una persona de 1.8m y 80kg de peso, línea marrón representa la toma de datos con la prótesis del paciente y la línea verde representa la prueba realizada con el emulador. Las curvas en orden descendente son Coordenadas angulares del tronco, muslo y pantorrilla, donde la del pie se encuentra en el capítulo 10.3. ....	247
Figura 101. Coordenadas angulares relativas de los segmentos, donde la línea roja representa el estudio realizado por el doctor Winter, la línea azul representa la toma de datos con la prótesis del paciente y la línea marrón representa la prueba realizada con el emulador. Las curvas en orden descendente son Ángulos relativos de las secciones del muslo-pantorrilla y Ángulos relativos de las secciones de la pantorrilla-pie.....	249
Figura 102. Definición del contorno del punto.....	258
Figura 103. Generación de datos de la pierna izquierda. ....	261

Figura 104. Distribución de la fuerza vertical durante el ciclo de marcha. ....	268
Figura 105. Diagrama de Flujo del código llamado VIDEO.....	269
Figura 106. Diagrama de Flujo del código llamado COORDENADAS GENERALIZADAS.....	270
Figura 107. Diagrama de Flujo del código llamado COORDENADAS CENTROIDES. ....	270
Figura 108. Diagrama de Flujo del código llamado ACELERACIÓN CENTRO DE MASA CORPORAL.....	271
Figura 109. Diagrama de Flujo del código llamado ACELERACIÓN DE LAS ARTICULACIONES PIERNA DERECHA.....	271
Figura 110. Diagrama de Flujo del código llamado VELOCIDADES ANGULARES Y TRASLACIONALES. ....	272
Figura 111. Diagrama de Flujo del código CÁLCULO DE ENERGÍAS LAGRANGE. ....	272
Figura 112. Propiedades mecánicas del Duraluminio Alumold 500 T6-51, tomado de la Compañía General de Aceros S.A. ....	284
Figura 113. Propiedades mecánicas para los alambres para resortes, tomado del libro de Diseño Mecánico de Fayres.....	285

## LISTA DE TABLAS

pág.

Tabla 1. Posición de los centroides de la pierna derecha en función de las coordenadas generalizadas.....	66
Tabla 2. Velocidades de los centroides de cada segmento.....	68
Tabla 3. Cambio de variables para la ecuación de LaGrange.....	71
Tabla 4 Derivación del cambio de variables.....	73
Tabla 5. Parámetros para el análisis del sistema tobillo-pie.....	111
Tabla 6. Parámetros preliminares del diseño de los resortes a compresión.....	122
Tabla 7. Caracterización de los dos resortes a compresión.....	123
Tabla 8. Diseño de resortes a compresión encargados de hacer la flexión dorsal.....	124
Tabla 9 Diseño de resortes a compresión encargados de hacer flexión dorsal,..	125
Tabla 10 Geometría necesaria para el diseño del resorte de torsión.....	126
Tabla 11 Parámetros de diseño para los resortes de torsión.....	127
Tabla 12 Geometría y resultados obtenidos para los resortes de torsión. (Tomado de SHIGLEY, Joseph E. MISCHKE, Charles R. Diseño en Ingeniería Mecánica. Mc Graw Hill. México. 1998.....	128
Tabla 13. Datos Antropométricos del cuerpo humano. (Tomado de Biomechanics and motor control of the human movement de David A. Winter) .....	232

## LISTA DE ANEXOS

	pág.
Anexo I Listado de variables.....	152
Anexo II Biomecánica del pie.....	157
Anexo III Análisis de la marcha.....	193
Anexo IV Antropometría.....	227
Anexo V Curvas comparativas entre un estudio realizado por el Doctor David A. Winter y uno realizado por el código Walklab v1.0 usando los mismos datos de entrada.....	235
Anexo VI Estudio realizado para una persona de 80kg. y con una altura de 1.80 m, usando a Walklab como herramienta de análisis.....	243
Anexo VII Curvas comparativas del paciente amputado.....	247
Anexo VIII Informe del ingeniero Guillermo Beltrán Dulcey sobre las pruebas realizadas con el emulador .....	250
Anexo IX Concepto médico emitido por una fisioterapeuta sobre las pruebas realizadas con el emulador .....	252
Anexo X Descripción detallada del código.....	254
Anexo XI Planos .....	273
Anexo XII Propiedades mecánicas del aluminio .....	284
Anexo XIII Propiedades mecánicas del alambre para resortes helicoidales.....	285

## LISTA DE ECUACIONES

pág.

Ec. 1 Primera ley de Newton.....	58
Ec. 2 Criterio estabilidad rotacional a partir de la primera ley de Newton .....	58
Ec. 3 Principio de Trabajo Virtual.....	58
Ec. 4 Energía cinética. ....	58
Ec. 5 Energía Potencial. ....	59
Ec. 6 Definición del Lagrangiano. ....	59
Ec. 7 Ecuación de LaGrange. ....	60
Ec. 8 Fuerzas Generalizadas.....	60
Ec. 9 Velocidad horizontal. ....	67
Ec. 10 Velocidad vertical.....	67
Ec. 11 Energía cinética Total. ....	69
Ec. 12 Energía Potencial Total.....	69
Ec. 13 Definición del Lagrangiano del sistema dinámico planteado. ....	70
Ec. 14 Definición del Lagrangiano del sistema dinámico posterior al cambio de variables. ....	73
Ec. 15 Ecuación de LaGrange para la coordenada generalizada $q_1$ .....	75
Ec. 16 Derivada del LaGrange en función de $\dot{q}_1$ . ....	75
Ec. 17 Derivada de la Ec. 16 en función del tiempo.....	76
Ec. 18 Derivada del LaGrange en función de $q_1$ . ....	76
Ec. 19 Ecuación de LaGrange para la variable generalizada $q_1$ . ....	76
Ec. 20 Ecuación de LaGrange para la variable generalizada $q_3$ . ....	77
Ec. 21 Ecuación de LaGrange para la variable generalizada $q_2$ . ....	77
Ec. 22 Ecuación de LaGrange para la variable generalizada $q_1$ . ....	77

Ec. 23 Ecuación de LaGrange para la variable generalizada $q_{11}$ .....	77
Ec. 24 Ecuación de LaGrange para la variable generalizada $q_5$ .....	78
Ec. 25 Ecuación de LaGrange para la variable generalizada $q_6$ .....	78
Ec. 26 Ecuación de LaGrange para la variable generalizada $q_8$ .....	78
Ec. 27 Ecuación de LaGrange para la variable generalizada $q_9$ .....	78
Ec. 28 Definición del trabajo del sistema.....	81
Ec. 29 Derivada del trabajo en función de la variable generalizada $q_3$ .....	83
Ec. 30 Derivada del trabajo en función de la variable generalizada $q_2$ .....	83
Ec. 31 Derivada del trabajo en función de la variable generalizada $q_1$ .....	83
Ec. 32 Derivada del trabajo en función de la variable generalizada $q_{11}$ .....	83
Ec. 33 Derivada del trabajo en función de la variable generalizada $q_5$ .....	83
Ec. 34 Derivada del trabajo en función de la variable generalizada $q_6$ .....	83
Ec. 35 Derivada del trabajo en función de la variable generalizada $q_8$ .....	84
Ec. 36 Derivada del trabajo en función de la variable generalizada $q_{10}$ .....	84
Ec. 37 Sistema de ecuaciones para la solución del sistema.....	87
Ec. 38 Cálculo del momento flector en una viga simplemente apoyada.....	129
Ec. 39 Esfuerzo cortante en la platina utilizando la simplificación de la viga simplemente apoyada.....	130
Ec. 40 Ecuación de gasto energético en función de la velocidad. (Tomada de Energy-Speed Relation and Optimal Speed During Level Walking de H. J. Ralston). .....	207
Ec. 41 Densidad del cuerpo humano.....	231
Ec. 42 Momento de Inercia.....	234

## GLOSARIO

**AMBULACIÓN:** Marcha, capacidad para andar o moverse.

**BORDE LATERAL:** Sección comprendida entre la porción posterior del talón y la parte más distal de los metatarsianos por su parte externa.

**BORDE MEDIAL:** Sección comprendida entre la porción posterior del talón y la parte más distal de los metatarsianos por su parte interna.

**CÓNDILO:** Extremo redondeado en la terminación de un hueso que forma la articulación encajando en el hueco de otro hueso. Un ejemplo es el cóndilo del fémur el cual entra a la pelvis generando la articulación coxofemoral.

**CORVA:** Región poplíteica de la pierna por donde se genera la flexión de la rodilla.

**EMULADOR:** Dispositivo encargado de imitar las acciones de otro elemento procurando igualarlo.

**HIPEREXTENSIÓN:** Extensión extrema o excesiva. Posición máxima de extensión cuando se aplica a una articulación para un tratamiento. En el caso de la rodilla, se dice que se encuentra en hiperextensión, cuando la rodilla está completamente estirada.

**INNERVACIÓN:** Distribución de los nervios en una zona del cuerpo.

**LIGAMENTO MEDIAL POSTERIOR:** Es el ligamento encargado de controlar el movimiento de flexión dorsal mediante la regulación de la velocidad del mismo. Sin embargo, la función principal es la realización de la flexión plantar. Este se encuentra en la parte posterior de la tibia, conectando el pie con la ante pierna.

**LIGAMENTO MEDIAL ANTERIOR:** Es el ligamento encargado de realizar la flexión dorsal, pero a su vez controla la velocidad de la flexión plantar mediante la tensión realizada por él. Se encuentra en la parte anterior de la tibia, conectando la ante pierna con el pie.

**MUÑÓN:** Porción restante de un miembro amputado.

**POPLÍTEO:** Pertenece o relativo de la parte posterior de la rodilla.

**POSICIÓN BÍPEDA:** Es cuando el individuo se encuentra apoyado sobre sus dos pies simultáneamente.

**POSICIÓN MONOPODAL:** Es cuando el individuo se encuentra apoyado sobre un solo pie durante la marcha.

**TRANSTIBIAL:** Se dice de una amputación transtibial cuando ésta se encuentra en una zona intermedia entre el tobillo y la rodilla.

**TROCANTER MAYOR:** Prominencia redondeada que algunos huesos largos tienen en su extremidad. Se usa más especialmente hablando de la protuberancia de la parte superior del fémur. Es fácilmente detectable cuando la persona se encuentra en posición bípeda y se toca la parte alta de la pierna. Esa protuberancia corresponde al trocánter mayor del fémur.

## RESUMEN

**TÍTULO:** ESTUDIO BIOMECÁNICO Y DISEÑO DE UN EMULADOR DE TOBILLO ARTICULADO PARA PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR\*

**AUTORES:** GÓMEZ SERRANO CARLOS ARTURO

PINTO HERNÁNDEZ WILLIAM\*\*

**PALABRAS CLAVES:** Biomecánica, Pie, Tobillo, Marcha, Prótesis, Cinemática, Cinética, LaGrange.

### DESCRIPCIÓN:

La presente investigación comprende el diseño, construcción y validación de un emulador de tobillo articulado que logre recrear los movimientos principales del pie en el plano sagital utilizando acoples estándar para la correcta instalación en una prótesis de miembro inferior. Para lograrlo, se inició con un estudio de la anatomía y fisiología del pie y de los movimientos de la extremidad inferior durante la marcha, con el fin de definirlos y caracterizarlos. Posteriormente, se desarrolló un código empleando MATLAB v7.0 como plataforma de programación, encargado de hacer el análisis bidimensional de la marcha empleando técnicas videográficas. Este código -denominado WalkLab v1.0- se programó para ampliar la documentación recogida mediante las pruebas realizadas a un paciente de 80kg, 1.8m, caminando a su velocidad de régimen sobre una superficie horizontal, y realizar la validación cinemática del emulador mediante la comparación de las curvas características del movimiento con las curvas de una marcha natural. Adicionalmente, entrega las fuerzas y los torques aplicados en el tobillo en función del tiempo utilizando la dinámica Lagrangiana lo cual permite la obtención de los valores críticos para el diseño del emulador. Este código requiere de unas instalaciones para una correcta toma de datos a través del video, por lo cual el proyecto desarrollo un laboratorio de análisis de marcha portátil.

---

\* Proyecto de Grado

\*\* Facultad: Físico-Mecánicas Escuela: Ingeniería Mecánica Director: Carlos Borrás Pinilla

## ABSTRACT

**TITLE:** BIOMECHANIC STUDY AND AN ARTICULATED ANKLE EMULATOR DESIGN FOR PROSTHESIS APLICATION\*

**AUTHORS:** GÓMEZ SERRANO CARLOS ARTURO

PINTO HERNÁNDEZ WILLIAM\*\*

**INDEX TERMS:** Biomechanics, Foot, Ankle, Gait, Prosthesis, Kinematics, Kinetics, LaGrange.

### DESCRIPTION:

The present research work covers the design, construction and the validation of an articulated ankle emulator that recreates the principal foot movements in the sagittal plane using standard connecting devices for the proper installation in lower limb prosthesis. To achieve this goal, we started the study of the foot anatomy and physiology and the motion of the lower limbs during gait, to define and characterize them. Next, we developed a computer code using MATLAB v7.0 as the programming platform, in order to do the bidimensional analysis of the gait using videographic techniques. This code –named WALKLAB v1.0- was written in order to expand the obtained documentation using the test done to an 80kg, 1.8m patient, walking in his average speed rate in an horizontal platform and to perform the kinematics validation of the emulator by comparing the motion plots obtained and the standard human gait plots. In addition, this code gave us the reaction forces and the torques applied in the ankle using LaGrange dynamics, which allows obtaining critical values for the emulator design. This code requires proper installation to do a correct data acquisition thru the video, that's why this project develops a portable walking lab for gait analysis.

---

\* Degree Project

\*\* Faculty: Physic-Mechanics Career: Mechanical Engineering Director: Carlos Borrás Pinilla

## INTRODUCCIÓN

Desde los años 50s, Colombia viene padeciendo una situación de orden público impensable: enfrentamientos armados entre el Ejército y diversos grupos subversivos, y la violencia rural y urbana han generado crueles pugnas armadas entre los diversos actores del conflicto.

Una de las estrategias empleadas en estas acciones bélicas -y que desafortunadamente cada vez cobra más fuerza- es la creación de campos minados, los cuales se han convertido en una constante amenaza para la población rural colombiana alcanzando niveles alarmantes. Por ejemplo, la Secretaría del Programa Presidencial para la Acción Integral contra las minas antipersona reportó que a finales de 2007 en Colombia hubo 1037 víctimas de dichos artefactos explosivos, de las cuales el 75% fueron militares y el 25% restantes civiles, entre los que se cuentan cientos de niños.

Su uso se ha incrementado tanto que hoy, Colombia ocupa el primer lugar en el mundo en el uso de estos artefactos mortales, ocupando un segundo puesto Cambodia.

Las minas antipersona son diseñadas para herir, mutilar o matar personas. Se ubican debajo de la tierra, sobre o cerca de ella y se activan o funcionan con la presencia, proximidad o contacto de una persona o animal. Pueden ser de diferentes colores y varias formas. También pueden estar escondidas en objetos

llamativos como latas de gaseosa, paquetes de cigarrillo, muñecas, cajas, entre otros. Los artefactos explosivos improvisados son generalmente fabricados de manera artesanal y explotan al contacto, presencia o proximidad con ellos. Son equipos de artillería que ya han sido lanzados o detonados pero que no explotaron por algún motivo, aunque aún mantienen su potencial destructivo. Ante la existencia de cientos de miles de campos minados en nuestro país las lamentables cifras crecen cada día más y no dejan de ser alarmantes: 550 municipios se ven afectados en 30 departamentos; casi la totalidad del país. Civiles de todas las edades y militares han sufrido a consecuencia del uso indiscriminado de estos nefastos instrumentos.

Un total de 5925 víctimas reporta el Ejército Nacional en los últimos cinco años. “Sentía que me estaba quemando, el cuerpo ardía en fuego, y la sed me secaba los labios...” “...cuando los visité después del atentado, salieron corriendo y se escondían, me veían como un monstruo.” \*

Por su efecto inexorablemente aniquilador, lo menos grave que le puede ocurrir a una víctima es perder alguna de sus piernas, o ambas; alguno de sus brazos, o dedos de pies y manos, mutilaciones en el rostro y otras partes del cuerpo. Cuando la “suerte” no está con ella, pierde la vida. Son miles las personas amputadas a causa las minas y los costos de las prótesis están fuera de su alcance, pues las víctimas, en su mayoría, son individuos de bajos recursos.

---

\* Testimonio del soldado Freddy Ramírez, de 22 años , miembro del Ejército Nacional de Colombia y víctima de las minas antipersona en 2007. La trampa estaba colgada de un árbol, a la orilla de un camino veredal en el municipio de Chaparral, departamento del Tolima. Fuente: Observatorio de Minas de la Vicepresidencia de la República. Abril, 2007.

Por lo anterior, el proyecto se propone dar inicio al desarrollo de prótesis de miembro inferior para continuar con la misión social de la universidad: la de atender y dar soluciones a necesidades de esta índole, en nuestro caso, mediante el diseño de un tobillo articulado.

Hoy la ciencia puede devolverle la funcionalidad y la movilidad a un amputado; incluso mejorarla, dependiendo de las características del miembro artificial. Pero en últimas, lo que se pretende es mejorar la calidad de vida de la víctima, que pueda llevar una vida normal. Cuando alguien pierde una extremidad, se trunca la comunicación entre el sistema nervioso y un miembro que ya no existe. Las prótesis ayudan a que muchas personas discapacitadas tengan una movilidad parecida a la que les daban sus piernas naturales.

En su afán de colaborar con las víctimas del conflicto en Colombia, en años recientes se ha visto el incremento del interés de parte de los estudiantes de la Universidad Industrial de Santander por desarrollar diversos proyectos concernientes al desarrollo de prótesis enfocadas básicamente al control por medio de impulsos electromiográficos. En el caso que nos ocupa, en la Escuela de Ingeniería Mecánica, este es el primer estudio desarrollado en el campo de la biomecánica del cuerpo, por lo que se espera que este tipo de trabajos incentive al estudiantado a continuar con investigaciones de esta índole.

La importancia que tiene el proyecto a nivel local es –como se señala arriba- la motivación que se pretende sembrar en los nuevos estudiantes para que continúen en la investigación y desarrollo de prótesis.

De otra parte, con la investigación se da a conocer una herramienta innovadora para el análisis de la marcha, económica, que emplea técnicas videográficas y que, finalmente, propone una alternativa de tobillo articulado con la capacidad de desarrollar los movimientos de flexión plantar y dorsal conservando los rangos de movimiento, la anatomía básica del pie y que a la vez brinda seguridad al paciente.

La finalidad del proyecto fue la de generar un estudio de la marcha humana mediante la implementación de una herramienta computacional para su análisis, que a su vez sea soporte para aplicaciones médicas con miras a facilitar el diagnóstico de patologías. De igual manera, propone una alternativa para el desarrollo de prótesis mediante un elemento articulado del tobillo para la emulación de la marcha.

De otra parte, se generó un código, empleando MATLAB v7.0 como plataforma de programación, que permite hacer análisis de marcha en el plano sagital empleando técnicas videográficas basadas en el empleo de una serie de marcadores lumínicos. Este código entrega los parámetros cinemático de la pierna y cinético del tobillo en el plano sagital; no obstante, es incapaz de realizar un estudio tridimensional o electromiográfico de la marcha.

También se contempla el diseño y fabricación de un dispositivo que permite la emulación del movimiento de la articulación del tobillo en el plano sagital. Dicho aparato emplea resortes que recrean la función muscular y un muelle encargado de generar la deformación del pie, aunque, el sistema no permite la rotación en los tres ejes ni utiliza materiales de última generación.

Para cumplir con las metas propuestas, se inició con el modelamiento de las ecuaciones de movimiento del cuerpo humano, aplicando la dinámica de LaGrange, representado por un sistema de cinco eslabones; posteriormente, se desarrolló el código de análisis de marcha, que se basa en las ecuaciones de movimiento para el cálculo de los parámetros cinéticos, para finalizar con el desarrollo de un dispositivo articulado que permite emular los principales movimientos del pie en el plano sagital durante la ambulación.

Las aplicaciones del proyecto abarcan desde el empleo de las ecuaciones de movimiento en el campo de la robótica, pasando por la utilización del código para análisis de la ambulación de pacientes amputados o con presencia de alguna patología o traumatismo, lo que permite analizar su evolución y enfocar la rehabilitación en los sistemas musculares que la afecten y finalizando con un prototipo que permita definir ventajas del empleo de prótesis articulares durante el desarrollo de la marcha.

# 1 FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

## 1.1 IDENTIFICACIÓN

Colombia ha vivido una situación de alteración del orden y conflictos de guerra civil desde los años 50 lo cual ha generado enfrentamientos armados entre los diversos bandos. Una de las estrategias empleadas en la guerra es la creación de campos minados, que se han constituido en una constante amenaza para la población rural colombiana, alcanzando niveles alarmantes, con unas cifras que ascienden alrededor de 1037 personas amputadas anualmente de uno o ambos miembros inferiores.

En el contexto internacional también se presentan problemáticas sociales con consecuencias fatales para sus comunidades entre las cuales se podrían destacar la de países como Ruanda, Irak, Medio Oriente, Kosovo, Chechenia, entre otros, lo que demuestra que la situación es de índole mundial. De estas regiones tan distantes, es frecuente escuchar a través de los medios de comunicación, de cientos de personas víctimas de carros bomba, minas terrestres y todo tipo de explosivos. Un total de 70 naciones en todo el mundo, padecen este flagelo.\*

El anterior no es el único motivo de amputación a gran escala; otro factor que se ha multiplicado en los últimos años, es el incremento de los accidentes de tránsito

---

\* Informe Monitor de Minas Terrestres 2007: Hacia un mundo libre de minas. La Convención sobre la prohibición del uso, almacenamiento, producción y transferencia de minas antipersonales y sobre su destrucción (Tratado de prohibición de las minas), entró en vigor el 1º de marzo de 1999. Firmado por 122 gobiernos en Ottawa, Canadá, en diciembre de 1997. Cuenta con 155 estados parte, un total de 40 países permanecen fuera del Tratado, incluyendo dos que lo firmaron pero no lo ratificaron.

y los problemas de salud (problemas circulatorios) entre otros; si bien no todos los casos requieren una solución radical, en algunas circunstancias sí es necesaria la amputación de uno de sus miembros, que generalmente son las extremidades inferiores.

## **1.2 JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA**

Como se mencionó anteriormente, con el objetivo de contribuir con la misión social de la Universidad Industrial de Santander, con el presente estudio se da inicio al proceso investigativo en la línea de biomecánica, específicamente, en el área de diseño de prótesis y elementos de rehabilitación.

Debido a las cifras tan elevadas que año tras año se están presentando en Colombia y a los altos precios de las prótesis que se consiguen localmente, es necesario iniciar una investigación en el desarrollo de las mismas. Con ello se busca mejorar la calidad de vida de los afectados teniendo en cuenta su problemática particular que puede ser de tipo económico, psicológico, estético y funcional o todas a la vez.

Finalmente, con miras de lograr un diseño apropiado y cumpliendo con las necesidades de los pacientes, los esfuerzos se han enfocado en el desarrollo de una articulación pie-tobillo que emule y logre las funciones principales en el plano sagital, durante la ambulación, para las aplicaciones en las prótesis de miembro inferior.

### **1.3 OBJETIVOS DEL TRABAJO DE GRADO**

#### **1.3.1 Objetivos Generales.**

- ✓ Impulsar y contribuir a investigaciones relacionadas con el área de biomecánica mediante el desarrollo de proyectos que integren áreas de conocimiento tales como la Ingeniería Mecánica, Ingeniería Metalúrgica, Medicina y Fisioterapia.
  
- ✓ Continuar con la misión social de la Universidad mediante el desarrollo de proyectos que contribuyan a mejorar la calidad de vida de las personas que han sufrido algún tipo de amputación.

#### **1.3.2 Objetivos Específicos**

- ✓ Estudiar la biomecánica de los diversos movimientos del pie en el plano sagital con el fin de establecer, caracterizar y seleccionar los movimientos necesarios que permitan la ambulación normal de un individuo caminando en línea recta en un plano horizontal.
  
- ✓ Realizar un programa, utilizando MATLAB v7.0 como plataforma de programación, para el cálculo de fuerzas y torques en la articulación talo-crural (tobillo), para la obtención de las curvas representativas, con el fin de tener un soporte a partir del cual empezar a diseñar.

Para el desarrollo de este programa se tendrán en cuenta las siguientes consideraciones:

- ✓ Se considerará al conjunto cabeza, extremidades superiores (brazos) y tronco como un solo cuerpo rígido, que tendrá todas sus propiedades dinámicas aplicadas en el centro de masa del conjunto.

- ✓ Los segmentos de las extremidades inferiores (pie, pantorrilla y muslo), se trabajarán como elementos individuales, los cuales se encontrarán acoplados por medio de articulaciones tipo bisagra, perpendiculares al plano sagital.
  - ✓ Se tendrá presente la geometría en el plano sagital (coordenadas de las articulaciones de la pierna), y aspectos cinemáticos tales como velocidades y aceleraciones de los segmentos de las extremidades inferiores durante la ambulación, a partir de los datos obtenidos mediante la recolección de las coordenadas de las articulaciones utilizando una Cámara de Video digital.
  - ✓ La información se recogerá de la pierna derecha, la cual se utilizará para simular el movimiento en la pierna izquierda, asumiendo un comportamiento idéntico de las dos piernas simplemente con un desfase entre ellas.
  - ✓ Este análisis se hará para una persona con un peso promedio aproximado de 80Kg y una estatura cercana a 1.80m caminando sobre una superficie horizontal en línea recta, a una velocidad constante de alrededor de 74m/min.
  - ✓ El análisis cinético (fuerzas y torques) en el plano sagital se realizará usando un método de cálculo basado en Ecuaciones de LaGrange (ecuaciones de energía), considerándose como un sistema conservativo.
- 
- ✓ Diseñar un prototipo de la articulación pie-tobillo que permita emular el movimiento de este en el plano sagital, para un hombre adulto con un nivel de actividad física normal, caminando en línea recta a velocidad constante.

- ✓ Asistir el diseño del emulador con una herramienta CAD (SolidWorks), y realizar una validación cinemática del emulador mediante la comparación del movimiento de un pie normal durante la ambulación a velocidad constante.

#### **1.4 JUSTIFICACIÓN DE LA SOLUCIÓN**

Como se señaló anteriormente, la situación de orden público en Colombia ha llegado a tener un impacto considerable en la población, especialmente la que se localiza en el área rural. Las principales consecuencias de la guerra son el desplazamiento forzado, el incremento de huérfanos, masacres, y por último, pero no menos importante, las mutilaciones creadas debido a la utilización de campos minados.

Otro factor agravante es el alto índice de accidentalidad que se presenta en las ciudades debido a la utilización irresponsable de las motocicletas. Este medio de transporte presenta dos inconvenientes: la alta probabilidad de que, por sus características físicas, en caso de accidente su cuerpo, por estar permanentemente expuesto, se vea seriamente afectado. Y como segundo factor, la irresponsabilidad con que se conduce: la velocidad desmedida aduciendo que es un medio de transporte pequeño y cabe por todos lados. Estas condiciones aunadas a un individuo que maneja en estado de embriaguez, que omite las señales de tránsito, que no utiliza la indumentaria que lo protege y otras, son las principales causas de los elevados índices de lesiones graves en personas, como por ejemplo, amputación de alguno de sus miembros superiores o inferiores o lo que es definitivo: la muerte.

La ciudad cuenta con muy pocos centros especializados en los que se brindan soluciones u oportunidades a personas que sufren amputación por cualquier

circunstancia. El problema se agrava si se consideran los altos costos que tienen las prótesis, los cuales se incrementan, debido a la necesidad de importarlos de países tales como Alemania, Estados Unidos, España, entre otros.

Por último, se considera el factor psicológico del individuo que se ve afectado por la amputación de una de sus extremidades. La persona se siente incapaz de realizar algunas actividades, se siente limitada, con lo que su estado anímico tiende a decaer. Finalmente, su condición puede llegar a aislarlo parcial o totalmente de la sociedad.

Las razones anteriormente expuestas reflejan la necesidad de crear una prótesis local que logre simular tanto la funcionalidad como la apariencia física de la pierna, para que las personas mejoren su calidad de vida y puedan continuar con sus actividades cotidianas.

La marcha es una de las actividades diarias imprescindibles de todo ser humano. Por tanto, el estudio se concentra en esta acción diseñando una articulación que permita obtener libertad y estabilidad en los movimientos. Se expone un análisis concienzudo de la articulación pie-tobillo, junto al diseño de un elemento articulado que logre emular las funciones principales de la articulación en el plano sagital, considerando los factores de estabilidad y las condiciones de marcha.

Con todo, el presente trabajo de investigación reproduce las principales características de funcionamiento de la articulación pie-tobillo en el plano sagital, con miras de ser aplicado en prótesis que permitan una mayor versatilidad de movimiento, generando confort y seguridad al mismo tiempo.

## **2 BIOMECÁNICA DEL PIE**

Entre las actividades cotidianas que desempeña el hombre se encuentra la ambulación o marcha. Para el desarrollo de esta presteza el hombre emplea todos los segmentos del cuerpo, unos como elementos portantes y otros como elementos de balanceo, lo que permite hacer una marcha más homogénea.

El pie, como estructura biológica, no está exento de realizar estas dos tareas e integra toda su arquitectura ósea con el fin de lograr este propósito. A continuación se presenta un resumen de la biomecánica del pie. El documento contiene el Anexo II con una información más completa y detallada.

### **2.1 GENERALIDADES**

El pie es el segmento más distal de la extremidad inferior, está conformado por 26 huesos distribuidos entre las secciones anterior, media y posterior. En la

La sección media está constituida por los huesos navicular, el cuboides y parte de los cuneiformes con la función de transmitir parte de la carga a la sección anterior, a su vez que, es en esta sección donde se encuentran las articulaciones encargadas de mantener la estabilidad del pie en terrenos irregulares.

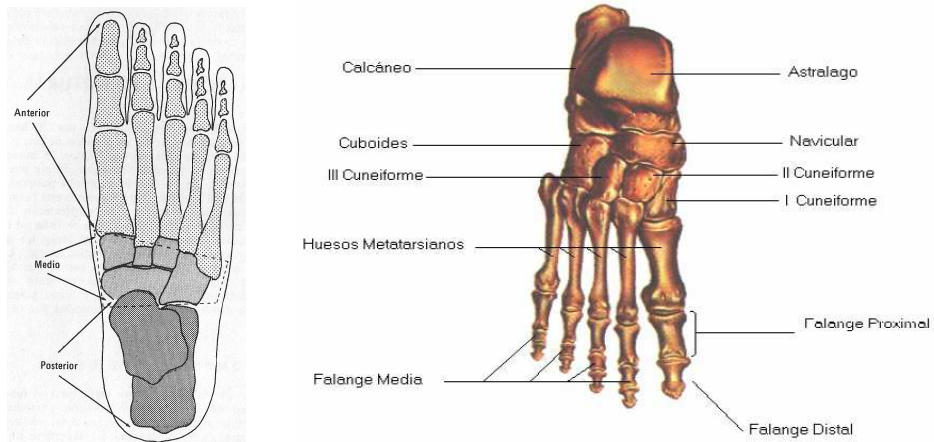
Figura 1 se puede observar más a fondo la estructura y distribución del pie.

La sección posterior se ubica bajo la tibia y junto al astrágalo y al calcáneo se conforma la articulación del tobillo. Esta sección es la encargada de soportar la

mayor parte del peso cuerpo, por ende, esta tiene menos huesos y los más grandes de todo el pie.

La sección media está constituida por los huesos navicular, el cuboides y parte de los cuneiformes con la función de transmitir parte de la carga a la sección anterior, a su vez que, es en esta sección donde se encuentran las articulaciones encargadas de mantener la estabilidad del pie en terrenos irregulares.

Figura 1. Derecha, secciones funcionales del pie. (Tomado de Tobillo y Pie de Rene Cailliet). Izquierda, vista dorsal de los huesos del pie. (Tomado de Anatomía y Fisiología Sistémica de Filmar Echeverry López).



Finalmente, la sección anterior está conformada por tres huesos cuneiformes, 5 huesos metatarsianos y 14 falanges. El primer metatarsiano es el más corto y más grueso de todos puesto que durante la fase de impulso este es quien soporta la mayor parte de la fuerza.

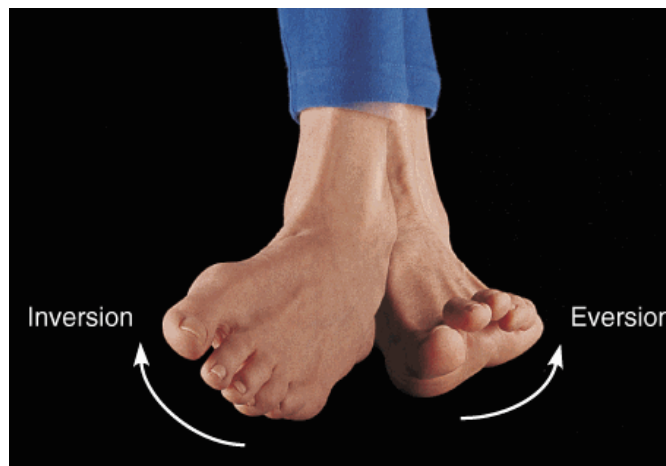
## 2.2 MECÁNICA Y ANATOMÍA DEL PIE

El pie es una estructura compacta y compleja, con múltiples articulaciones que actúan conjuntamente para brindar la estabilidad y la movilidad durante la ambulación natural.

El pie, como cualquier otro elemento articulado del cuerpo, presenta una serie de movimientos característicos en cada uno de los planos del cuerpo entre los que podemos encontrar:

Inversión-eversión: se presenta en el plano frontal y describe una rotación tomando como eje una línea imaginaria en la misma dirección del pie, como se muestra en la siguiente figura.

Figura 2. Inversión y eversión del pie. (Tomado de Anatomy & Physiology 1 note Summaries de GERALYN M. CAPLAN).



Flexión plantar-flexión dorsal: este movimiento se presenta en el plano sagital realizando una rotación del pie hacia arriba y hacia abajo, donde la flexión plantar

es la encargada de rotar el pie alejándolo del eje de la tibia, mientras que la flexión dorsal hace el movimiento contrario.

Abducción-adducción: este movimiento se desarrolla en el plano trasverso y es el encargado de rotar el pie en torno a un eje paralelo a la tibia.

Figura 3. Dorsiflexión y plantiflexión. (Tomado de Anatomy & Physiology 1 Note Summaries de GERALYN M. CAPLAN).



Figura 4. Aducción y abducción del pie. (Tomada de Modelo Biomecánico del Pie para Análisis de la Marcha de Ana Maria Polanco Gutiérrez).



Como era de esperarse, las irregularidades de las geometrías articulares hacen que los ejes de rotación de los movimientos mencionados anteriormente no se encuentren ortogonales entre sí, lo cual fuerza la aparición de combinaciones entre ellos. La supinación es la combinación de la flexión plantar, aducción e inversión; por el contrario, la pronación es la combinación de la dorsiflexión, abducción y aversión.

## **2.3 MECÁNICA DE LAS ARTICULACIONES DEL PIE**

**2.3.1 Sección Posterior.** En ella se encuentra la articulación talo-crural (tobillo) y la astrágalo-calcánea. Esta sección del pie hace el contacto inicial con la superficie.

- Articulación talo-crural. Consta de tres articulaciones: la tibio-talar (entre la tibia y el astrágalo), la fibulo-talar (el peroné y el astrágalo) y la tibio-fibular (la tibia con el

peroné). El movimiento principal de esta articulación se ve representado en el plano sagital. Permite los movimientos de dorsiflexión y plantiflexión.

Dicha articulación permite absorber movimientos rotacionales de la pierna y suavizar la marcha, gracias a que posibilita la movilidad del pie en torno al plano trasverso, de aproximadamente 8 grados con respecto a la horizontal, mientras que el plano frontal tiene un rango de movimiento que comprende entre 20 y 30 grados [¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.]. Con esto se evidencia una característica particular de esta articulación, movimientos de carácter triplanar.

Otra parte importante en la descripción de la articulación son los ligamentos, quienes en primera instancia son los encargados de mantener la estructura ósea cuando esta se encuentra sometida bajo la acción del peso del cuerpo encargándose de controlar la rotación interna de los huesos del pie, por otra parte también brindan una acción estabilizadora y generan restricciones en el movimiento.

- Articulación astrágalo-calcánea. Consta de la articulación posterior y la subastragalina, que brindan movilidad en varias direcciones, en concreto la inversión y la eversión brindando estabilidad al pie. La estabilidad de esta articulación la brindan numerosos ligamentos los cuales establecen la resistencia de la estructura ósea.

**2.3.2 Sección Media.** Se encuentra compuesta por cinco huesos tarsianos, el navicular, el cuboide y tres cuneiformes formándose dos articulaciones la

astrágalo-navicular y la calcáneo-cuboide. Esta articulación en muchas situaciones se suele nombrar como una sola articulación, la mediotarsal cumpliendo las función de recuperar el arco del pie y generar una traslación suave durante la marcha mediante la absorción de choques.

Todos los huesos de la sección media se encuentran fuertemente enlazados por los ligamentos interoseos y se encargan de formar el arco trasverso que se va reduciendo a medida que se avanza hacia los metatarsianos

- Articulación astrágalo-navicular. Facilita la inversión y aversión del pie
- Articulación calcáneo-cuboidea. Tiene un rango limitado de movimiento permitiendo la abducción y la adducción, que se ve presente en la fase de despegue.

**2.3.3 Sección Anterior.** La sección anterior del pie se encuentra compuesta por los 5 huesos metatarsianos y las 14 falanges que son las que conforman los dedos de los pies; las articulaciones que conforman son la articulación tarsometatarsal, encargada de hacer el empalme entre la sección media y la sección anterior del pie, la articulación metatarsofalángica, la formada entre los metatarsos y las falanges, y por último las articulaciones interfalángicas, las que se encuentran entre dos falanges sucesivas.

Esta sección es de gran importancia ya que es la que brinda mayor estabilidad ante superficies irregulares, gracias a la acción de los metatarsianos y la buena

movilidad de sus articulaciones. La cabeza de los metatarsianos son los encargados de soportar el peso corporal.

- Articulación tarso-metatarsal. Permite la flexión y extensión de los huesos tarsales y un cierto grado de supinación y pronación de los metatarsos

- Metatarsianos. Los metatarsianos son huesos largos, que se consideran como vigas, los cuales soportan parte del peso del cuerpo. El primer metatarsiano es el más grueso y corto de todos. Tiene una superficie dos veces más ancha que el segundo de los metatarsianos y cuatro veces más fuerte que él. Tiene una base que le permite no solo la flexión plantar y dorsal, sino también la rotación en un arco sobre el segundo metatarsiano y un deslizamiento suave sobre el primer cuneiforme.

- Dedos: La importancia de los dedos durante la marcha, radica en la estabilización longitudinal del arco medial y mantener el contacto del pie sobre el piso. Los dedos tienen dos movimientos principalmente, en el plano sagital tienen un movimiento de flexión y extensión mientras que en el plano transversal tienen los movimientos de abducción y adducción.

## **2.4 RESUMEN DE LOS MOVIMIENTOS PRESENTES DURANTE LA FASE DE APOYO**

En la fase de contacto del talón con el piso se presentan los siguientes movimientos:

En la sección posterior:

- La flexión plantar de la articulación talocrural (tobillo).
- La pronación de la articulación subtalar.
- La rotación interna de la tibia.
- La adducción y flexión plantar del astrágalo.
- La eversión del calcáneo.

En la sección media existen los siguientes movimientos:

- La pronación de la articulación mediotarsal.
- El desbloqueo del cuboide y del navicular.
- El desplazamiento frontal del astrágalo.
- La rotación del navicular.

En la sección anterior se presenta el movimiento de rotación y dorsiflexión simultáneamente generando la supinación del primer metatarsiano.

En la siguiente fase, fase inicial de apoyo, apoyo medio y fase final de apoyo, se presentan los siguientes movimientos:

Sección posterior del pie

- En la parte inicial en la articulación talocrural, ocurre un movimiento anterior de la tibia sobre el astrágalo; en la articulación subtalar, ocurre la pronación revertida.
- En la parte media, la articulación subtalar se encuentra en la posición neutra.

- En la parte final de esta etapa, continua el movimiento anterior de la tibia sobre el astrágalo, en la articulación subtalar ocurre la supinación, abducción y dorsiflexión del astrágalo.

En la sección media del pie se presentan la pronación invertida de la articulación mediotarsal.

Por último, en la sección anterior se realiza un apoyo completo del peso en las cabezas de los metatarsianos. En la fase de despegue y propulsión se presentan los siguientes movimientos:

Sección posterior

- La articulación talocrural realiza una rotación externa de la tibia.
- La articulación subtalar realiza una supinación.

En la sección media se presentan los siguientes movimientos:

- La supinación del cuboide en la articulación mediotarsal.
- Primero se encuentra el navicular rígido, luego el astrágalo gira contra las manecillas del reloj y finalmente el navicular gira en sentido de las manecillas del reloj.

La parte delantera del pie presenta un giro en pronación del primer metatarsiano permitiendo la flexión plantar.

### 3 ANÁLISIS DE MARCHA

La locomoción humana se ha descrito como una serie de movimientos alternantes y rítmicos de las extremidades, los cuales ocurren entre el choque de talón de un pie y el choque del pie contrario, generando un desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo.<sup>1</sup>

Para entender a cabalidad el papel que desempeñan el pie y el tobillo se desarrollo un estudio biomecánico de la marcha con el fin de establecer patrones y cargas, que permitan definir las características funcionales de la locomoción humana. Este capítulo solo tendrá un breve resumen de los eventos más importantes de la marcha, en el dado caso que el lector tenga la intención de ampliar la lectura puede remitirse al Anexo II.

#### 3.1 GENERALIDADES

**3.1.1 Caracterización de la marcha.** El estudio de la marcha se divide en dos partes principales:

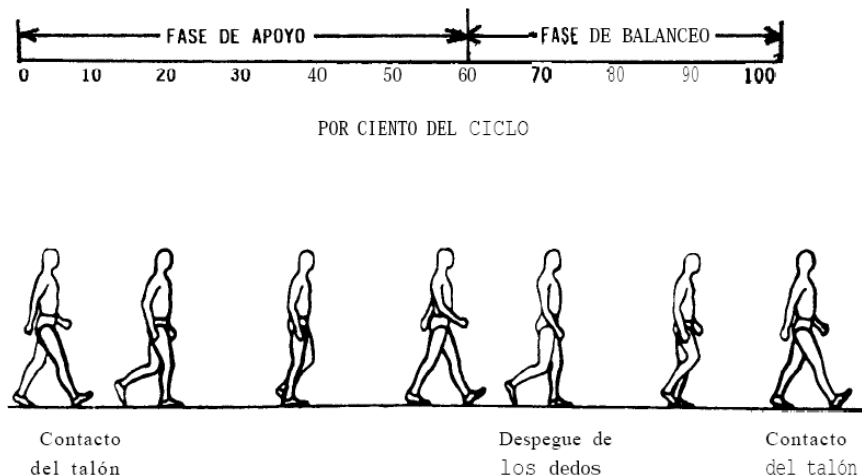
- La fase de apoyo. Describe el intervalo de tiempo cuando el pie se encuentra en contacto con el piso, más concretamente cuando se da el apoyo del talón hasta el despegue del antepié.

---

<sup>1</sup> COLLADO VÁSQUEZ, Susana. Desarrollo de la marcha. Universidad Alfonso X El Sabio. 2005. P.13.

- La fase de balanceo. Describe el intervalo de tiempo cuando el pie se encuentra en el aire desde el despegue del antepié hasta el siguiente contacto del pie con el suelo.

Figura 5. Partes del ciclo de marcha en forma porcentual y en forma grafica (tomado de Lower Limb Prostheses de John Michael's Corner).



**3.1.2 Ciclo de marcha.** La marcha humana es una actividad cíclica que está definida como una porción del movimiento entre dos contactos sucesivos del mismo pie, comprendiendo las dos fases mencionadas anteriormente.

- Fase de postura. Ocupa el 62% del ciclo de marcha, es decir aproximadamente las 2/3 partes del ciclo se encuentra un pie en contacto con el suelo cuando el individuo está caminando a su velocidad habitual.<sup>2</sup> Estos tiempos se ven afectados

---

<sup>2</sup> BETANCUR GALLEGU, Silvia Natalia; ZULUAGA PELÁEZ, Natalia Janeth y OSORIO GARCÍA, María Isabel. Biomecánica de la marcha. Mc Graw Hill. 1992.

por la velocidad de la marcha, en donde a mayor velocidad menor la fase de postura. Esta se subdivide en tres subfases que son:

- Fase de contacto inicial. Esta inicia con el contacto del talón sobre la superficie, el cual toma aproximadamente entre cero y uno por ciento del ciclo de marcha, aquí el ángulo entre la pierna y el pie es de  $90^{\circ}$ <sup>3</sup>, el cual es considerado como neutro. En ese instante los músculos generan un bloqueo sobre el tobillo para poder comenzar la rotación sobre el hueso calcáneo. El final de esta fase se da cuando el quinto metatarsiano hace contacto con la superficie para que el pie continúe su movimiento, acomodando los metatarsianos restantes hasta lograr el apoyo completo de los estos.

- Fase de apoyo medio. La parte posterior del pie se mueve desde una posición de 5 grados de eversión a una posición ligera de inversión que se mantiene hasta el despegue del pie de la superficie.<sup>4</sup>

- Fase propulsiva, Empieza con el ascenso del talón en forma gradual hasta llegar a un apoyo completo sobre las cabezas de los metatarsianos y los dedos. En ese momento se genera la propulsión necesaria para iniciar la etapa de balanceo. El correspondiente porcentaje del ciclo está entre el 48% y el 62%.<sup>5</sup>

---

<sup>3</sup> POLANCO GUTIÉRREZ, Ana María. Modelo biomecánico del pie para análisis de la marcha humana. Universidad de los Andes, 2004. P.89.

<sup>4</sup> CORREA, Jorge Enrique; ÁVILA, Carol; LÓPEZ, Gina Paola; PINZÓN, Claudia y RODRÍGUEZ, Melba. Análisis computarizado de la marcha de amputados transfemoral unilateral con prótesis endoesquelética y exoesquelética. Ciencias de la Salud. Universidad del Rosario: Bogotá. 2003.

<sup>5</sup> CAILLIET, Renè. Tobillo y pie. F.A. Davis Company. 1971, p. 173.

- Fase de balanceo. Comprende el período en el cual el pie no está en contacto con el suelo, es decir se encuentra en la etapa oscilante y comprende el 38% del ciclo de marcha restante. Esta fase le permite al pie recuperarse generando una flexión dorsal que le proporcione elevar la punta del dedo grueso y cambiar su posición, para realizar el ciclo nuevamente.

Esta fase se divide en tres intervalos: *aceleración*, *balanceo medio* y *desaceleración*, cada una de las cuales constituyen un tercio de la fase de balanceo.

- Período de aceleración. Se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo.

- Período de balanceo medio. La pierna que ejecuta esta acción supera y adelanta a la otra pierna que está en apoyo.

- Período de desaceleración. Se observa un rápido descenso de la velocidad del balanceo hasta llegar al apoyo del talón en el piso.

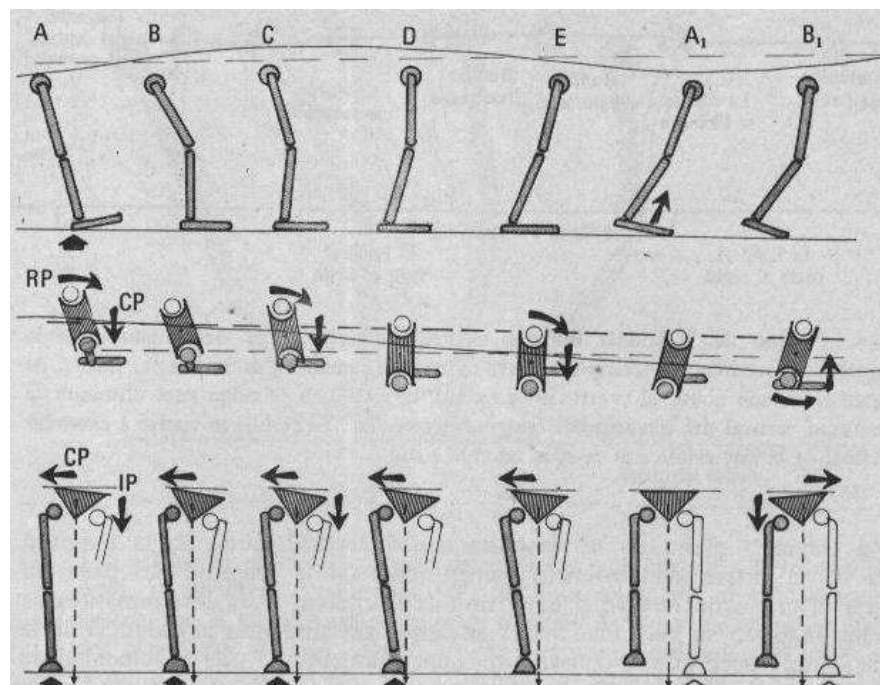
### **3.2 DETERMINANTES ANATÓMICOS DE LA MARCHA**

Durante la locomoción bipodal, el desplazamiento del centro de gravedad sufre un rítmico movimiento ascendente y descendente donde los determinantes anatómicos son los que permiten regular y suavizar las variaciones abruptas del centro de gravedad permitiendo realizar un desplazamiento aproximado de tres y cinco centímetros.

La cadera y rodilla coordinan los movimientos de tal forma que permiten disminuir la amplitud de la curva de movimiento del centro de gravedad del cuerpo (mediante la traslación frontal del trocánter mayor), mientras que el tobillo y el pie son los encargados de realizar los cambios de sentido de la curva.

**3.2.1 Influencia de la pelvis en el desplazamiento del centro de gravedad.** La pelvis también tiene unos movimientos particulares que permiten mantener el centro de gravedad lo más estable posible. Los principales movimientos que presenta ésta articulación son: rotación de la pelvis, inclinación pélvica, desviación pélvica.

Figura 6. Resumen de los movimientos de la cadera, **dv** muestra el desplazamiento vertical del centro de gravedad, **rp** es la rotación pélvica, **ip** es la inclinación pélvica, **cp** desplazamiento pélvico. (Tomado de Tobillo y Pie de Rene Cailliet).



La rotación pélvica, es la encargada de disminuir la altura de ondulación del centro de gravedad; la inclinación pélvica, permite realizar un descenso en sentido de la pierna oscilante y finalmente la desviación pélvica, la pelvis se mueve lateralmente para mantener el equilibrio del cuerpo cuando éste se encuentra en posición monopodal.

Los movimientos mencionados, se encuentran en una actividad simultánea durante todo el ciclo de marcha. En la siguiente figura, se puede detallar como se genera el movimiento de la pelvis durante cada fase de la marcha.

### **3.3 ANÁLISIS BIOMECÁNICO DEL TOBILLO EN EL PLANO SAGITAL**

El análisis se dividirá en tres secciones, entre el contacto del talón y el punto de apoyo medio, entre el apoyo medio y el despegue del pie y por ultimo la fase de balanceo.

**3.3.1 Análisis cinemático entre el contacto del talón y el punto de apoyo medio.** En el momento en que se inicia el ciclo de marcha, o sea, el contacto del talón con la superficie, el tobillo está en posición neutra, más exactamente en el punto medio entre la dorsiflexión y la flexión plantar. Posteriormente la articulación inicia la flexión plantar hasta alcanzar el contacto con el suelo, aproximadamente el 7% del ciclo.

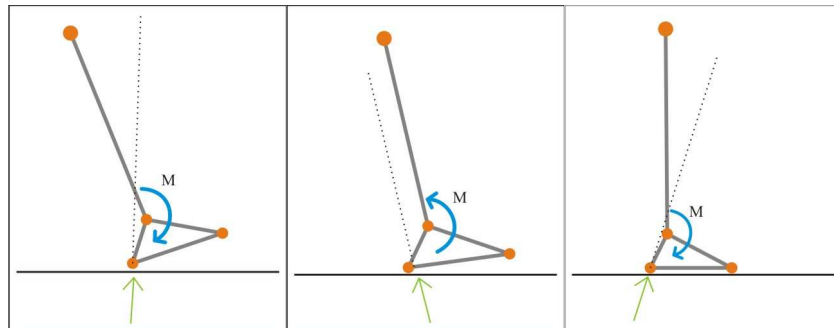
Esa rotación del tobillo alcanza un valor aproximado de 10 grados. En ese instante la tibia inicia su rotación en torno al astrágalo simultáneamente la rotación de los demás segmentos. Finalizando la fase media, la articulación del tobillo se encuentra en flexión dorsal de cinco grados aproximadamente.

### 3.3.2 Análisis cinético entre el contacto del talón y el punto de apoyo medio.

El análisis cinético se dividirá en un estudio de fuerzas externas e internas.

- Fuerzas externas. Durante la fase de postura en el contacto del talón, por un breve período de tiempo, la resultante de las fuerzas de reacción se encuentran por delante de la articulación del tobillo. Este breve lapso de tiempo genera un momento el cual tiende a mover el pie en dorsiflexión.

Figura 7. Análisis cinético de la posición inicial y final del tobillo entre el contacto inicial del talón y el apoyo medio en el plano sagital. La flecha verde simula la reacción, línea punteada muestra el trayecto de la reacción, flecha azul indica el momento de flexión resultante.



Después del contacto del talón sobre el piso, la fuerza de reacción va en aumento según la cantidad de peso que se encuentre apoyado sobre el talón, logrando variar el sentido de la fuerza pasando por detrás de la articulación del tobillo. En el instante en que el pie se encuentra totalmente apoyado sobre el piso, se ha alcanzado el máximo momento de flexión plantar (20 lb-ft).

Luego la resultante nuevamente vuelve a sobrepasar el tobillo, generando un momento en sentido de dorsiflexión. Durante el apoyo medio el momento en

dirección de la dorsiflexión es aproximadamente de 25 lb-ft. Como se trata de representar en la siguiente figura.

**3.3.3 Análisis cinemático entre el apoyo medio y el despegue del pie.** En el apoyo medio, la dorsiflexión aumenta rápidamente desde una posición de 5 grados, que se tenía en el apoyo medio, hasta unos 10 grados en el despegue del talón del suelo.<sup>6</sup> En ese instante, el ángulo empieza a disminuir, hasta inclusive invertir el sentido del mismo (generando flexión plantar) y alcanzando valores hasta de 20 grados.

**3.3.4 Análisis cinético entre entre el apoyo medio y el despegue del pie.** Fuerzas externas: después del apoyo medio, la pierna continúa rotando hacia adelante del pie fijo. El momento de fuerza de dorsiflexión, aumenta debido al traslado del punto de apoyo entre el pie y el suelo mientras el talón se eleva. En el momento del despegue del talón, se alcanza el mayor momento de dorsiflexión y en el momento del despegue de los dedos, el momento de dorsiflexión cae bruscamente a cero.

**3.3.5 Análisis del movimiento durante la fase de balanceo.** Entre el punto inicial de la fase de balanceo hasta la parte media de la misma, el pie pasa de una flexión plantar a una fase neutra y se mantiene por el resto del período. Este movimiento es causado por los músculos tibiales anteriores.

---

<sup>6</sup> BARNETT, C.H. y NAPIER, J.R. The axis of rotation at the ankle joint in man. Its influence upon the form of the talus and the mobility of the fibula. Department of Anatomy, St. Thomas's Hospital Medical School, London.

## **4 ESTADO DEL ARTE**

Los avances tecnológicos en el campo de la biomecánica se han incrementado en las últimas décadas. Sin embargo, a nivel local y nacional, el trabajo realizado por los grupos de investigación o por el mismo gobierno han sido escasos y limitados.

A continuación se mostrarán algunos de los desarrollos en el campo de biomecánica, donde se hará mención de las herramientas utilizadas para los análisis de marcha, la forma de aplicación de los componentes básicos y cuáles son los resultados que estos análisis generan. Adicionalmente, se hará una corta exposición sobre la actualidad en el desarrollo de prótesis, más específicamente el desarrollo de los diversos tipos de pies.

### **4.1 INVESTIGACIONES**

Una herramienta de gran importancia para el análisis de movimientos del cuerpo humano, para ser empleada en fines deportivos y clínicos, es la aplicación de técnicas de videografía digital. Para poder hacerlo basta con filmar a una persona con unos marcadores en un ambiente adecuado, con el fin que la cámara pueda registrar sus movimientos realizar un posterior tratamiento a los datos.

Es bajo esta técnica que investigadores de la Universidad Nacional de Entre Ríos (Argentina), plantean el desarrollo de un sistema de videografía digital para análisis de marcha. En ese documento exponen la forma para realizar un laboratorio de análisis de marcha incluyendo un programa que permita la caracterización cinemática de la marcha humana.

Se enuncian los aspectos generales concernientes a los parámetros necesarios para un correcto funcionamiento y montaje de un laboratorio de biomecánica de bajo costo. Desde luego, el desarrollo de este proyecto consta nada más del desarrollo del sistema de videografía digital para el cálculo de cinemático en las principales articulaciones en el plano sagital donde no integra ningún sistema, ni dispositivo que permita el cálculo de fuerzas ni reacciones en las articulaciones.

De igual manera, a lo visto anteriormente, en la Escuela de Ingeniería de Antioquia, en el año 2006 se desarrolló un dispositivo destinado al análisis de la marcha en dos dimensiones (plano sagital). Dicho dispositivo se basa en el uso de técnicas de videogrametría y procesamiento de imágenes para registrar el movimiento humano, con el fin de recrear la cinemática de las diferentes articulaciones. Adicionalmente se hace un desarrollo de un modelamiento de los miembros inferiores mediante el desplazamiento de puntos de interés captados directamente del video, que permiten calcular los ángulos en las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo y la inclinación de la pelvis durante el ciclo de marcha completo, lográndose obtener curvas articulares muy similares a las teóricas.

Por otra parte, en el desarrollo de este modelo se llega al punto de estudiar el tratamiento de la cinemática de las articulaciones más no la cinética.

Existen otras formas de modelar el cuerpo humano mediante videografía. Esto se muestra en el artículo "Capture and representation of human walking in live video sequences", en donde se hace la representación del cuerpo como un objeto articulado y la adquisición de datos mediante una actividad cíclica con patrones específicos. El desarrollo de este modelamiento se hace extrayendo partes de su movimiento que pueden ser usadas para manipular y sintetizar la secuencia de

video original o inclusive animar al caminante. El documento plantea una forma de análisis de marcha poco convencional ya que se extrae la silueta del individuo sin tener presente la inestabilidad de los datos por causa de la orientación de la grabación, y a partir de este se hace el análisis cinemática, es decir velocidad angular entre los segmentos.

Muchas investigaciones han enfocado sus estudios biomecánicos a recrear y simular el cuerpo humano. Desde luego, hay otras más puntuales en las cuales sus enfoques se hacen hacia un articulación en particular, como en el caso del “Modelo biomecánico del pie para análisis de marcha humana”. En este trabajo, realizado en la Universidad de los Andes, se recrea en un programa CAD (Solid Edge V15) las principales articulaciones que componen el pie permitiendo comprender más a fondo la biomecánica de las articulaciones que contiene mediante la acción conjunta o independiente de cada articulación puesto que en cada modelo se pueden independizar las articulaciones.

Como conclusión fundamental de la investigación, se pudo determinar que es ineficaz representar todos los grados de libertad que posee un pie debido a que no existen diferencias significativas entre los movimientos de un segmento al otro. Inclusive, los modelos del pie con tres segmentos permiten cuantificar parámetros como la inversión, eversión y rotación del talón de una forma aproximada y ajustada a datos reales.

En el artículo, “Simulation and analysis of human walking motion”, se discute una aproximación del modelo de la marcha humana empleando un sistema mecánico con segmentos rígidos y juntas articuladas. Para la simulación se emplea información de las articulaciones y ángulos entre los segmentos para poder

diferenciar los diferentes tipos de movimientos en la marcha y, a partir de un algoritmo de dinámica inversa, calcular los torques en las articulaciones de los segmentos. Como se aprecia en este caso, los datos de posición y ángulos entre los segmentos son los datos de entrada, con el fin de resolver el modelo dinámico. Estos datos son tomados a partir de pacientes con el fin de determinar patrones de marcha.

Un modelo de marcha humana basado en datos experimentales para diversas velocidades fue planteado por Ronan Boulic, Nadia Magnenat y Daniel Thalmann en su estudio "A global human walking model with real-time kinematic personification". En dicho estudio se ponen de manifiesto parámetros de las trayectorias producidas por las articulaciones en un espacio tridimensional. El modelo está basado en una simple aproximación cinemática diseñada para mantener la dinámica característica de la marcha.

En el desarrollo de este estudio se hace una exposición biomecánica de la marcha humana y se propone un modelo que finalmente se representa mediante ecuaciones que describen los ángulos, posiciones y fuerzas presentes en el modelo. La propuesta está basada en datos experimentales con el fin de adquirir las correlaciones que representen las diferentes variables presentes en la marcha.

Finalmente, en el libro "Biomechanics of the Human Movement", se encuentra información concerniente a los dispositivos más usados para análisis de marcha, como son los métodos en donde se emplean acelerómetros, goniómetros y finalmente el videográfico. Además de lo anterior, se dan a conocer las características antropométricas del ser humano, concluyendo con una tabla de

factores antropométricos para ser empleada en el cálculo de los centroides de los segmentos.

Adicionalmente, se plantean los primeros pasos para el desarrollo de un modelo de marcha humana, donde dicho modelo contempla sólo medio cuerpo y la interacción con una fuerza externa aplicada. Finalmente, se tiene el desarrollo e implementación de la dinámica lagrangiana para el cálculo de la ecuaciones de movimiento del sistema y la base necesaria para el cálculo de los torques en las articulaciones de los segmentos. Para su desarrollo, el proyecto se basó fuertemente en la metodología planteada por el autor de este documento.

## **4.2 PRÓTESIS**

Muchas personas anualmente sufren accidentes que ocasionan una amputación de miembro inferior de distintos niveles. Esta situación ocasionó que grandes empresas tales como OSSUR y OTTOBOCK empezaran a desarrollar novedosos materiales y dispositivos que permitieran mejorar el equilibrio de la prótesis buscando la comodidad del paciente, su capacidad para realizar actividades cotidianas y que sea a la vez estéticamente agradable.

En un país como Colombia, el factor más preocupante son las minas antipersonales. Un ejemplo claro de esta situación se refleja en la estadística del 2005. En el departamento de Santander se presentaron más de 50 accidentes con minas antipersonales.<sup>7</sup>

---

<sup>7</sup> FACET. Grupo de Bioingeniería. Universidad Nacional de Tucumán. Argentina. PROYECTO ORTOPIE. Caracterización biomecánica de la estructura del conjunto pie-tobillo. Tucumán, Argentina, 2003.

Lo anterior no significa que no existan otras causas de amputaciones, pero, dada la situación de violencia que vive el país, es el factor más incidente en la amputación de colombianos. A continuación se presentan las dos causas principales por las cuales las personas sufren algún tipo de amputación a nivel mundial:

- Accidentes: Automovilísticos, laborales, minas antipersonales, otros.
- Enfermedad: Enfermedad vascular, Tumores, Infección Crónica, otros.

En una nación con tantas motocicletas rodando en las calles, los accidentes que los motociclistas sufren pueden terminar en amputaciones de la pierna. En el campo laboral, grandes caídas (en construcciones), materiales pesados (transporte de carga) o algún elemento cortopunzante (máquinas, herramientas), pueden generar algún tipo de infección que ocasiona una amputación inminente o una amputación directa del miembro. Las minas antipersonales atacan directamente a los soldados colombianos y a campesinos de las zonas rurales. Dichos artefactos generalmente producen la disección de la extremidad inferior o generan daños tan severos que la única solución es la amputación de la misma y, en algunos casos desafortunados, la muerte.

Cuando se habla de la enfermedad como causante de amputación, tenemos que, por ejemplo, la principal causa de amputados en Estados Unidos es debido a enfermedades vasculares.<sup>8</sup> En la actualidad, esta problemática se ha agravado en

---

<sup>8</sup> MURDOCH, George. Niveles de amputación y factores restrictivos. Real Colegio de Cirujanos de Inglaterra. T.40.1969.

países donde no se tenía la conciencia de esta enfermedad y desde luego Colombia no está exenta de ello. Adicionalmente, existen otros tipos de enfermedades tales como la gangrena, tumores, que pueden terminar en la amputación de una parte o de toda la pierna.

Los factores previamente definidos producen en algunas ocasiones la necesidad de generar algún tipo de amputación de miembro inferior. Entre los tipos de amputación tenemos:

- Hemipelvectomía.
- Desarticulación de la cadera.
- Amputación del muslo.
- Desarticulación de la rodilla.
- Amputación por debajo de la rodilla.
- Amputación de Syme.
- Amputaciones distales.

De las anteriormente mencionadas, se señala la amputación del muslo (amputación por encima de rodilla), desarticulación de la rodilla y la amputación por debajo de rodilla (amputación de la pantorrilla). Estos tres tipos de amputación son los más comunes ocasionados por las minas antipersonales, puesto que los daños presentes se generan cerca del suelo, es decir, entre el tobillo y rodilla sin descartar la posibilidad del daño entre rodilla y cadera.

Para la persona amputada, debido a alguna de las circunstancias anteriormente explicadas, existen diversas prótesis que pueden permitir una calidad de vida mejor y ciertos movimientos y actividades que un amputado no podría realizar. Cada prótesis ha sido diseñada para suplir ciertas necesidades; por consiguiente, no existe una prótesis universal. Existen prótesis diseñadas para competencias de velocidad (atletismo), para bailar, escalar, entre otras.

**4.2.1 Clasificación de las prótesis.** Para la clasificación de prótesis por debajo de rodilla existen tres formas distintas: según el diseño, según el tiempo de uso y la forma de fabricación.

- Tipos de diseño. Los diseños radican en la utilización de una columna encargada de soportar el peso o la eliminación de la misma y utilizar la carcasa exterior como elemento portante. Esta clasificación radica en una prótesis Endoesquelética (con columna) y una prótesis Exoesquelética (sin columna).

- Prótesis Endoesquelética: La principal característica que tiene esta prótesis es que utiliza una columna central encargada de soportar el peso y transmitirlo al pie. La ventaja radica en la posibilidad de reemplazar el socket sin necesidad de cambiar toda la prótesis, así como también la facilidad de construcción. La desventaja es su estética que es bastante deprimente y puede acarrear consecuencias de orden psicológico.

Figura 8. Prótesis Endoesquelética. (Tomada de Prótesis Transtibial de Ada N. Rivera Sánchez).



- Prótesis Exoesquelética: Esta prótesis es la que elimina la utilización de la columna central y a su vez utiliza una coraza simulando la forma de la pierna, la cual además de cumplir su forma estética también es la encargada de transmitir el peso del cuerpo al pie.

La ventaja principal que tiene esta prótesis es que el constructor contempla un diseño con una apariencia física apreciable y así disminuye un poco las consecuencias psicológicas que puedan llegar a tener.

La desventaja es el nivel de complejidad en la construcción del socket, puesto que él y la coraza representan una única pieza.

Figura 9. Prótesis Exoesquelética. (Tomada de Prótesis Transtibial de Ada N. Rivera Sánchez).



- Método de fabricación del socket. En la actualidad existen diferentes métodos para hacer el molde del muñón. Las diversas técnicas permiten tener una copia exacta del mismo, lo que facilita distribuir mejor las zonas de presión y minimizar el riesgo de concentraciones de esfuerzos en zonas focalizadas del muñón o del socket, evitando así la aparición de úlceras. Entre los principales procesos de fabricación se encuentran el moldeado por yeso y la utilización de herramientas computacionales.

El yeso como elemento de copia: Para lograr una copia exacta del muñón es necesario tanto la correcta ejecución del procedimiento como la preparación del muñón. Esto es debido a que con el tiempo éste tiende a perder volumen generando un cambio en su forma que posteriormente obliga a reemplazar este elemento.

El procedimiento consiste en forrar el muñón en yeso para poder lograr un negativo de él. Con este negativo se puede fabricar una copia del mismo al que se le adiciona una sustancia polimérica que genera la copia precisa del miembro.

Computarizada: Mediante una serie de sensores se logra convertir la superficie del muñón en una base de datos con dimensiones para que posteriormente sea reproducida con tecnología CAD, simulando la superficie, y posteriormente, mediante herramientas CAM, hacer la réplica del positivo del muñón. Otra forma de hacer la medición preliminar es mediante la técnica de tomografía computada que permite reemplazar los sensores y pasar casi de forma directa al CAD.

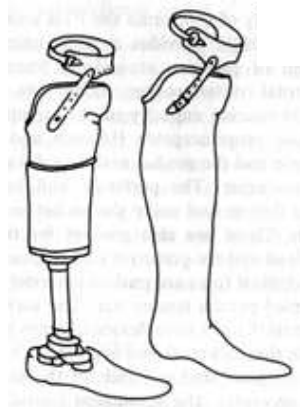
**4.2.2 Componentes de una prótesis.** Los componentes básicos de una prótesis son: Pie, Socket, liners, Sistema de suspensión.

- Socket. El socket es el componente principal de una prótesis en las condiciones de comodidad e interacción paciente-prótesis. Este elemento, como se vio anteriormente, puede ser realizado con diversas técnicas pero el resultado debe ser el mismo: un elemento que copie la forma exacta del muñón y que al mismo tiempo tenga la suficiente resistencia para soportar las fuerzas que se aplican a él.

En la actualidad existen dos tipos de socket: la PTB y la TBS.

La PTB (Patellar Tendon Bearing) utiliza un apoyo total del muñón alternando áreas de presión y de descanso. Esta es la más utilizada en prótesis transtibiales. Sin embargo, la TBS (Total Surface Bearing) no tiene áreas de presión y descanso, sino una distribución uniforme de presión en todo el muñón.

Figura 10. Socket PTB. (Tomada de Below knee amputations de Anna Sokolowska).



- Liners. Es un elemento que no tienen todas las prótesis pese a que produce comodidad y confort a los pacientes. Se recomienda para pacientes con piel sensible, fina o escamosa y con irregularidades óseas en la sección del corte, o para pacientes con mucha actividad. Entre los liners se pueden nombrar los más comunes: El Pelite (hecha de espuma gomosa de polietileno) y el visco elástico (que tiene una doble pared con una cámara de aire disminuyendo la fricción). Este elemento además de proporcionar confort también evita la generación de laceraciones en la piel y evita la indisposición del paciente con respecto a la prótesis.

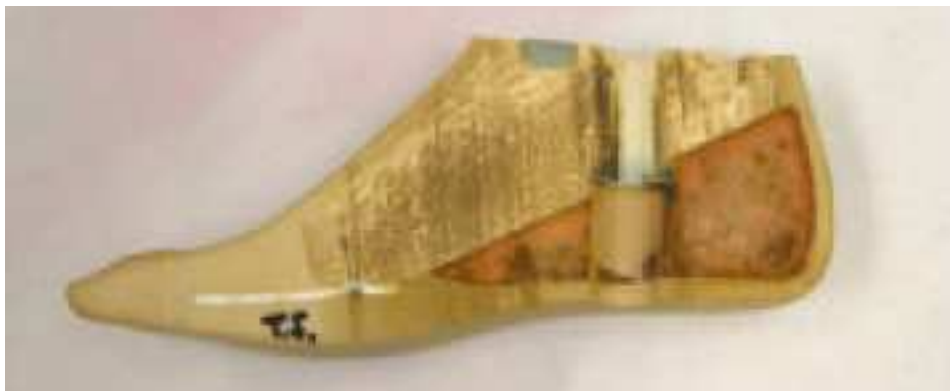
- Pie. Sin duda, es un elemento de gran importancia para el diseño de una prótesis debido a que es el encargado de simular la articulación, generar la absorción de los impactos que se producen durante la marcha, transmitir la carga del cuerpo directamente al piso y por último, dar un aspecto agradable que permita al paciente tener un buen concepto de sí mismo.

Existen en la actualidad una variedad amplia de pies, algunos de los cuales satisfacen plenamente los requerimientos funcionales, pero otros que por su disposición económica no lo hacen a cabalidad. Entre la variedad, hay pies que realizan funciones específicas como bailar, escalar, montar bicicleta, correr, entre otros. Los pies también pueden ser rígidos, articulados o dinámicos (los más tecnológicos). Estos últimos absorben energía y la transmiten al caminar (simulando la función del pie).

La selección del pie depende principalmente del nivel de actividad de la persona (si es un atleta, ejecutivo, cartero, entre otros); el peso (personas pesadas necesitan materiales mejores que una persona ligera); edad (en el caso de un niño necesita tener una prótesis que tenga la posibilidad de alargarse y “crecer” con el tiempo), tamaño del pie entre otros.

- Pie rígido: Los pies rígidos básicamente se pueden encontrar dos tipos, SACH y QUILLA ELÁSTICA.

Figura 11. Pie tipo SACH. (Tomada de Prótesis Transtibial de Ada N. Rivera Sánchez).



El pie tipo *SACH* es uno de los mas utilizados. Es un pie rígido y no permite el dobléz. El talón es una cuña de goma, la cual se comprime cuando el peso es apoyado en el talón. Da estabilidad, pero poco movimiento lateral.

El pie tipo *QUILLA ELÁSTICA*, tienen un poco más de flexibilidad que el tipo *SACH*. Tiene la posibilidad de adaptarse a diversas condiciones en la marcha pero manteniendo su estado estable.

Las características que presentan estos tipos de pie son:

- Tienen alta durabilidad y necesitan poco mantenimiento.
- Son económicos.
- Tienen una forma similar a la de un pie natural.
- Tienen poca capacidad de absorción de choques.
- Son ideales para personas con poca marcha diaria.
- Pies Articulados.

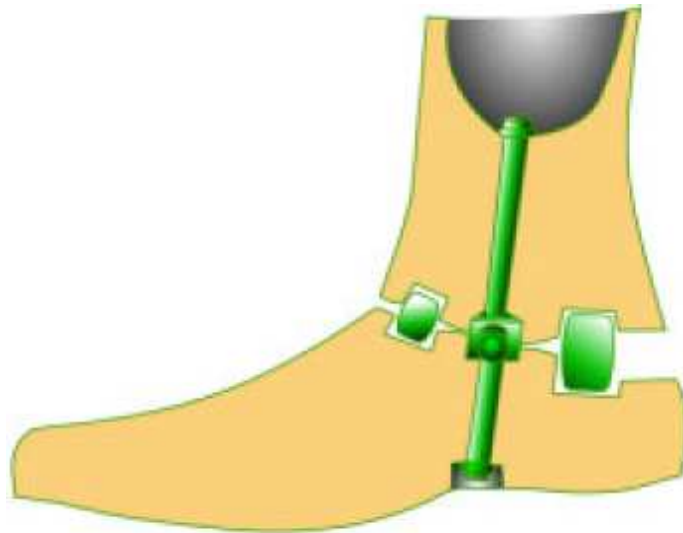
Existen dos tipos de pies articulados: el pie de eje sencillo (single Axis) o de eje múltiple (múltiple axis). Ambos pies permiten el movimiento en varios ejes simulando un poco más el comportamiento del pie natural.

El pie de tipo *EJE SENCILLO* es un pie que tiene un solo eje que permite un movimiento de flexión plantar y dorsal con una amplitud de 5 a 7 grados de dorsiflexión y unos 15 grados de flexión plantar.

Las características de este tipo de pie son:

- El movimiento permite mayor estabilidad a la rodilla.
- Es usual para personas con amputaciones por encima de la rodilla.
- Reduce el esfuerzo del cuerpo por el control de la prótesis.
- Adiciona peso a la prótesis y necesita un mantenimiento periódico.
- Son un poco más costosos que los pies rígidos.
- Son utilizados por personas que necesitan un poco más de estabilidad.

Figura 12. Pie tipo EJE SENCILLO. (Tomada de Prótesis Transtibial de Ada N. Rivera Sánchez).



El pie tipo EJE MÚLTIPLE tiene la capacidad de generar dorsiflexión, flexión plantar, inversión y eversión. Estos movimientos son los básicos del pie en la marcha natural.

Las características son:

- El peso, precio, mantenimiento y reparaciones se comporta de forma similar al pie de eje sencillo.
  - Tiene la capacidad de acomodarse a un piso irregular aún mejor que el pie de eje sencillo.
  - Tiene movimiento en el talón que genera protección de la piel y limita el desgaste de la prótesis.
  - Estos tipos de pies suelen usarse por personas que necesitan mucho movimiento del pie, golfistas, bailarines, entre otros.
- Pie con respuesta dinámica: Los pies con RESPUESTA DINÁMICA son los pies con capacidad de generar absorción de energía que es utilizada en la fase de despegue. Este comportamiento es muy similar al que tiene el pie.

Estos se pueden clasificar como los pies de alta competencia y los pies domésticos. Entre los pies domésticos se encuentran el SAFE (Stationary Attachment Flexible Endoskeletal) y el STEN (STored ENergy).

El *SAFE* permite la dorsiflexión y simula la articulación subtalar (una de las articulaciones astrágalo-calcánea). Este permite una progresión suave en la marcha.

El pie STEN almacena energía mediante la compresión de la subfase de soporte que es utilizada en la fase de despegue.

Figura 13. Pie SAFE. (Tomado de Prótesis Transtibial de Ada N. Rivera Sánchez).

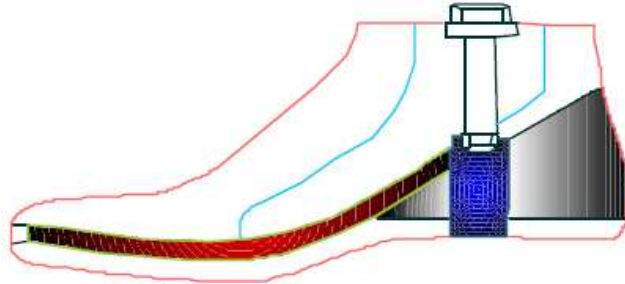
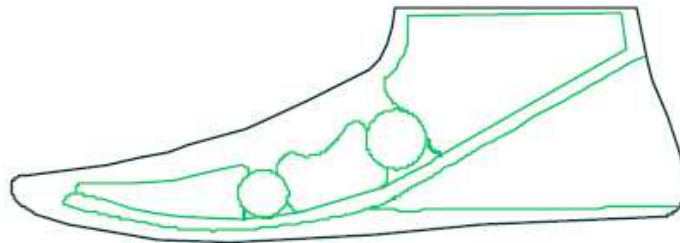


Figura 14 Pie STEN. (Tomado de Prótesis Transtibial de Ada N. Rivera Sánchez).



Las características de ambos pies son:

- Acumula y libera energía.
- Proporciona la sensación de empuje.
- Reduce el impacto sobre el talón.
- Son muy cómodos. Los pacientes llegan a aumentar su nivel de actividad.
- Son aptos para personas con alta actividad, velocidades de marcha variable, que cambian bruscamente su marcha y realizan largas caminatas.

Entre los pies de alta competencia se pueden encontrar diversidades según su actividad y según su nivel tecnológico. Algunos de ellos son: *FLEX*, *SPRINGLITE*,

*NONARTICULATED SHORT KEEL, SEATTLE, CARBON COPY II, COLLEGE PARK TRUE STEP*, entre otros.

Figura 15. Pie tipo FLEX (Tomado de Prótesis transtibial de Ada N. Rivera Sánchez).



Figura 16. Pie tipo Springlite. (Tomada de los productos de Acosta Ortopédica Técnica).



## 5 LABORATORIOS DE MARCHA Y SUS ELEMENTOS

El factor principal para la realización de una prueba biomecánica de la marcha de un paciente serán las instalaciones del laboratorio que determinarán el grado de análisis que se podrá llevar a cabo y la confiabilidad de los resultados obtenidos.

Para poder realizar los estudios siempre será necesario ingresar datos sobre el paciente a analizar: peso, sexo, altura, entre otros. Esta información es la que se utiliza para obtener los resultados del análisis de la marcha y al mismo tiempo es la que nos determina el procedimiento a seguir.

### 5.1 SISTEMAS DE CAPTACIÓN Y SOFTWARE DE ANÁLISIS

Entre los sistemas de captación de datos se encuentra una gran variedad de metodologías y tecnologías aplicadas en este campo. No obstante, básicamente se utilizan dos.

El primero consiste en emplear acelerómetros, *encoders* o goniómetros en las juntas a medir y así determinar el ángulo entre los segmentos del cuerpo en cada instante de tiempo. El segundo es mediante el empleo de un análisis videográfico en el cual, empleando unas marcas en puntos significativos del cuerpo y mediante una grabación, determina las coordenadas de las mismas.

La diferencia principal entre los dos métodos es la información que se recoge de la medición y la información adicional que es necesario ingresar para determinar los

parámetros de la marcha. En el análisis por medio de acelerómetros es necesario ingresar la distancia de todos los segmentos del cuerpo para poder determinar la posición de los puntos de medición (muslo, pantorrilla, etc.) y definir entre cuáles segmentos de la pierna se encuentra el ángulo medido. Por otro lado, cuando vamos a trabajar por medio videográfico, la información adicional que necesitamos para el análisis son las distancias de los segmentos con el fin de tener la longitud real de los mismos. Adicionalmente, la geometría es definida previamente por el video y no es necesario definir los segmentos. Esto no significa que la masa de la persona no es necesaria ya que para ambos métodos de análisis se necesita la masa de cada segmento.

¿Cuál es la ventaja que tiene cada sistema? La ventaja principal que tiene el método videográfico es la capacidad de definir la geometría por medio de la grabación, brindando la posibilidad de cambiar las posiciones sin alterarla y registrando en tiempo real una mayor cantidad de información. Adicionalmente, la información que se recoge por medio videográfico son coordenadas absolutas; es decir, no dependen de alguna sección del cuerpo. Por consiguiente se puede empezar a trabajar directamente sobre ellas.

Finalmente, cuando tenemos en cuenta la comodidad del paciente el medio videográfico es el más apropiado debido a que se pueden colocar marcadores reflectivos que no necesitan ninguna instalación eléctrica ni equipos auxiliares.

Todas estas ventajas fueron apreciadas por los diseñadores de software lo cual explica porqué la mayoría de programas basan sus estudios en el sistema de recolección de datos por medio videográfico y no por medio de acelerómetros. Sin embargo, no se descarta el procedimiento pues -para ciertas aplicaciones- este

método es más práctico y más rápido (por ejemplo, mediciones del brazo para análisis entre segmentos).

Entre los programas que se conocen en la actualidad para análisis de marcha se encuentran:

- Dartfish
- APAS
- Dvideo
- BTS Bioengineering

Estos software básicamente lo que buscan es el análisis cinemático y cinético de la marcha humana usando como datos de entrada un video de la marcha, o en algunos casos los programas vienen con la posibilidad de grabar y analizar en tiempo real. Es decir, mientras la persona camina en la plataforma el programa está generando la geometría y calculando toda la cinemática y cinética del individuo.

Generalmente estos programas hacen análisis en tres dimensiones. No obstante, el programa Dvideo que es una herramienta desarrollada por la Universidad de Campiña en Brasil, realiza un análisis de la marcha bidimensional.

## **5.2 ESPACIO Y EQUIPOS AUXILIARES**

Todos estos programas necesitan de una instalación dotada de todos los elementos necesarios para la realización de la prueba. Cámaras, plataformas

podográficas, celdas de carga, espacio, entre otros. Al juntar todos estos equipos en un recinto es cuando se da la instalación de un laboratorio de marcha.

Los laboratorios de marcha son espacios diseñados de tal forma que se puede realizar una serie de pruebas al paciente durante la marcha, sin restricciones o limitantes en su proceso de deambulaci3n. As3, el paciente camina de forma natural mientras una serie de equipos realiza la captaci3n de la informaci3n para ser tratada en un computador.

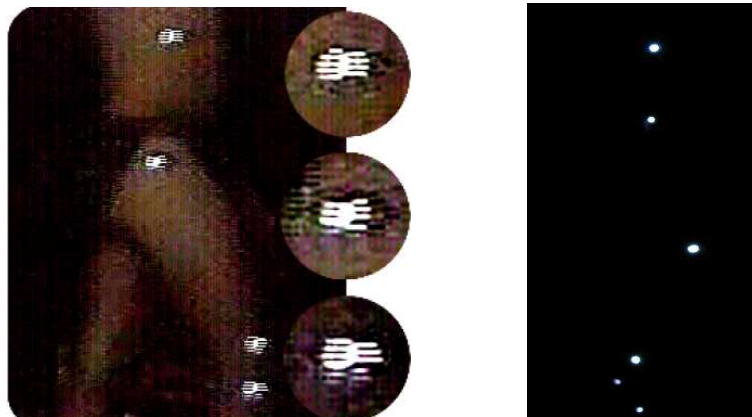
Lo primero que se necesita es una serie pines o marcadores que se van a instalar en la persona para que sean captados por las c3maras.

En la actualidad existen principalmente dos tipos de marcadores. El primero, es de tipo lum3nico y consiste en una luz colocada en un contraste de color (negro), para poder marcar la posici3n del mismo. El segundo m3todo es utilizando marcadores no lum3nicos, los cuales, con unas c3maras apropiadas, muestran la posici3n exacta de los marcadores. El concepto que se utiliza es reflejar luz no detectable por el ojo permitiendo la utilizaci3n del sistema en un recinto con iluminaci3n natural. Los marcadores est3n hechos de material reflectivo a ciertas frecuencias (frecuencias infrarrojas) que son registradas por las c3maras.

El segundo elemento necesario son las c3maras de alta velocidad (m3nimo de 60Hz), encargadas de captar el movimiento de la persona para analizar el registro posteriormente. Se recomienda que estas c3maras -cuando se van a utilizar en sistemas lum3nicos- tengan la posibilidad de modificar la intensidad lum3nica que capta. Esto se debe a la generaci3n de estelas de los puntos en

movimiento que pueden entrecruzarse generando problemas en la detección de los puntos.

Figura 17. Representación de los marcadores luminosos, lado izquierdo por reflexión y lado derecho por luz. Fuente: Desarrollo de sistema de Videografía Digital para análisis de la marcha de A. Braidot, L. Cian, A. Chemiz y J. Spinetto.



El tercer elemento es la instalación de un par de celdas de carga en la plataforma de marcha. Se utiliza para poder medir la fuerza ejercida por el peso sobre el piso mientras el individuo camina sobre la plataforma. Cada celda de carga capta la fuerza que es aplicada por cada pierna sobre el piso como dato de entrada para el cálculo de la fuerza ejercida sobre el tobillo; de lo contrario, sería necesario realizar una aproximación del comportamiento de la fuerza vertical.

Con los elementos anteriormente mencionados se puede generar la cinemática completa de la marcha y el cálculo de la fuerza interna sobre cada articulación. Aunque, en algunas pruebas, es importante medir las fuerzas que genera cada músculo durante el ciclo de marcha. Este procedimiento se realiza para poder

encontrar músculos atrofiados o problemas motrices asociados a descompensación muscular.

Figura 18. Ejemplo de estelas de luz generadas por el movimiento del pie durante el ciclo de marcha, tomadas de una prueba utilizando WALKLAB v.1.0.



Para poder realizar este procedimiento es necesario disponer de un equipo electromiográfico y de suficientes sensores para poder medir la fuerza ejercida por cada músculo en cada instante de la marcha.

Para realizar un estudio completo de la marcha, en algunos laboratorios se realiza una prueba de presión del pie sobre el piso. Este procedimiento se efectúa para detectar sobrepresiones en la planta del pie, lo cual podría generar deformaciones permanentes o lesiones tales como ampollas, cayos, laceraciones, entre otros. Para lograrlo, se requiere de una celda podográfica en la plataforma de marcha. Esta celda muestra las presiones en todo el pie mientras la persona camina sobre ella.

### 5.3 PROCESAMIENTO DE DATOS

Los datos recogidos, utilizando los equipos anteriormente explicados, son procesados por programas de software especializados que basan sus trabajos en diversas metodologías de cálculo. Estas determinan cuáles son los datos de entrada y cuáles son los de salida. Entre las principales metodologías de cálculo se encuentran las ecuaciones de Newton y de LaGrange.

La diferencia principal entre los métodos es el concepto de cálculo que emplean. En el caso de las ecuaciones de Newton se basan en el concepto de “fuerza es masa por aceleración”.

Cuando se estudia el planteamiento matemático de las ecuaciones de LaGrange el concepto básico que maneja es el de energías. Las ventajas en ambos métodos de cálculo es que, para el desarrollo por medio de Newton, es necesario tener 18 ecuaciones para un análisis de 5 segmentos, y para el caso de LaGrange sólo son necesarios 5 ecuaciones. Por el contrario, la metodología de Newton permite calcular todas las fuerzas, reacciones y torques, mientras el método de LaGrange no permite calcular las reacciones del sistema debido a que ellas no generan trabajo alguno.

Al finalizar, tendremos curvas características de la cinemática y la cinética de la marcha. Estos resultados son los empleados para analizar los patrones de marcha del individuo, detectar problemas motrices y poder diseñar elementos deportivos especializados para las personas.

Aunque lo anterior, no es todo lo que puede lograr un análisis de marcha como el planteado anteriormente. Con este análisis se puede comprobar la efectividad de la prótesis instalada en personas amputadas para así verificar que el patrón de marcha de la persona no ha sido alterado drásticamente. De lo contrario, deben plantearse soluciones prácticas a estos inconvenientes (redirigir la prótesis, aumentar la longitud de los segmentos de la prótesis, cambiar el tipo de prótesis, entre otros). Adicionalmente se puede comprobar si la prótesis diseñada es capaz de soportar las cargas presentes en ella.

## **6 DEFINICIÓN DE LAS VARIABLES GENERALIZADAS Y EL LAGRANGIANO DEL SISTEMA DINÁMICO**

El análisis de sistemas mecánicos multi-segmentos se puede representar por submodelos dinámicos discretos que en la mayoría de los casos contienen masas, resortes, amortiguadores y actuadores. El estudio de estos busca determinar la cinemática y cinética de puntos de interés a través del tiempo, tomando las fuerzas y fenómenos externos que afectan el sistema.

El planteamiento de las ecuaciones de movimiento en sistemas mecánicos multi-segmentos puede ser realizado de diversas maneras. La primera de ellas, casi siempre la más usada y la menos eficiente en estos casos, es aplicando las leyes de Newton para cada uno de los segmentos del sistema y así obtener el comportamiento dinámico, las fuerzas y torques aplicados. Este procedimiento no es fácilmente adaptable para un análisis de sistemas discretos multi-segmentos debido a su gran extensión en el proceso de cálculo.

El segundo método para formular las ecuaciones de movimiento es mediante la dinámica lagrangiana. Este procedimiento de solución está basado en el concepto de trabajo y energía -específicamente trabajo virtual en función de coordenadas generalizadas- para obtener una serie de ecuaciones diferenciales de segundo orden no lineales que rigen el movimiento del cuerpo. Permite solucionar el sistema en unos cuantos pasos sin importar el número de segmentos a analizar, los tipos de coordenadas empleadas, e incluso las restricciones mecánicas que tenga el sistema.

Desde luego, cada uno de las metodologías tiene sus ventajas y desventajas; sin embargo, el método lagrangiano por su simplicidad y por la característica de poder emplear cualquier tipo de coordenadas e inclusive mezcla entre ellas, fue el empleado para la solución del sistema dinámico.

## **6.1 COORDENADAS GENERALIZADAS**

Es un conjunto de variables independientes unas de otras - pero dependientes del tiempo- que representan completamente un sistema dinámico. Pueden ser longitudes, ángulos o cualquier otro parámetro que defina el sistema. Es decir, si las variables son conocidas se puede determinar la posición, la condición y las características de todas las partículas que lo componen. Por lo general son representadas con la letra  $q_j$ .

Si un sistema mecánico está completamente definido por variables generalizadas independientes entre sí cada variable corresponderá a un grado de libertad del sistema y su sumatoria indicará la totalidad de grados que tiene el modelo. Desde luego, los grados de libertad pueden reducirse aplicando restricciones en el sistema.

## **6.2 PRINCIPIO DE FORMULACIÓN**

El planteamiento de las ecuaciones de movimiento mediante la metodología desarrollada por LaGrange, trabaja bajo los principios que definen el equilibrio dinámico, mencionados a continuación:

Ec. 1 Primera ley de Newton

$$\sum F = ma$$

Ec. 2 Criterio estabilidad rotacional a partir de la primera ley de Newton

$$\sum M = \omega \times (J \cdot \omega) + J \cdot \alpha$$

Ec. 3 Principio de Trabajo Virtual

$$\sum F(t) \cdot \delta r(t) = 0$$

**6.2.1 Función Lagrange.** Para la caracterización de esta función es necesario contemplar dos magnitudes: la energía cinética y la potencial. La primera de ellas se define como el trabajo hecho sobre un segmento para incrementar su velocidad lineal y rotacional con respecto a un sistema de referencia global.<sup>9</sup>

Ec. 4 Energía cinética.

$$E_k = \frac{1}{2}mv^2 + \frac{1}{2}J\omega^2$$

Por otra parte, la energía potencial está definida como aquella que tiene un cuerpo en virtud de la posición bajo la influencia de un campo de fuerzas gravitatorias; en el caso de resortes, es la energía total almacenada debido a su deformación elástica [**Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

---

<sup>9</sup> HUGHES, Janeth; CLARK, Meter; KLENERMAN, Leslie. The important of the toes in walking. British Editorial Society of Bone and Joine Suegery. 1990.

Ec. 5 Energía Potencial.

$$E_p = mg(h - h_{ref})$$

El lagrangiano, o función  $L$ , se define como la diferencia entre la energía cinética total del sistema  $E_K$  y la energía potencial total  $E_P$  del sistema.

Ec. 6 Definición del Lagrangiano.

$$L = E_k - E_p$$

**6.2.2 Ecuaciones de Lagrange.** Esta sección se desarrolló con base en la información contenida en los libros de dinámica avanzada ya que, como se dijo arriba, presentan ventajas en sistemas con múltiples segmentos.<sup>10</sup>

Este método es útil para sistemas de múltiples grados de libertad gracias a que las fuerzas internas, llamadas fuerzas de ligadura, no intervienen en la solución debido a que no realizan trabajo. Este hecho permite la simplificación de la formulación de las ecuaciones entre fuerza-masa-aceleración del sistema dinámico. Adicionalmente, las expresiones matemáticas de la metodología de LaGrange varían bajo la influencia de la energía cinética, basada en velocidad y no debido a las aceleraciones.<sup>11</sup>

La metodología propuesta por LaGrange proporciona un método útil para obtener las ecuaciones diferenciales de movimiento del sistema ya que solo es necesario

---

<sup>10</sup> IGLESIAS ARROYO, Felipe. Fascitis plantar y sus tratamientos: [www.efisioterapia.net](http://www.efisioterapia.net), 2006p.17.

<sup>11</sup> LEE, Cynthia R.; FARLEY, Claire T. Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. The journal of experimental biology. Great Britain, 1998, p. 10.

derivar la energía inscrita en función de las coordenadas generalizadas y en función del tiempo.

La expresión matemática<sup>12</sup> que rige las ecuaciones de LaGrange para un sistema de  $n$  coordenadas generalizadas es:

Ec. 7 Ecuación de LaGrange.

$$\frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = Q_i$$

Donde  $Q_i$  representa las fuerzas generalizadas; es decir, las componentes de las fuerzas externas que realizan trabajo cuando  $q_i$  varía y todas las demás variables generalizadas permanecen constantes. En términos generales, si  $n$  cantidad de fuerzas están actuando en el sistema entonces:

Ec. 8 Fuerzas Generalizadas.

$$Q_i = \frac{\partial W}{\partial q_i} = \sum_{j=1}^n \left( F_{xj} \frac{\partial}{\partial q_i} (R_{xj}) + F_{yj} \frac{\partial}{\partial q_i} (R_{yj}) + F_{zj} \frac{\partial}{\partial q_i} (R_{zj}) \right)$$

---

<sup>12</sup> Mayores detalles de la formulación y planteamiento matemático de la dinámica lagrangiana, remítase a MERIAM, J.L., KRAIGE L.G., "Dinámica". Editorial Reverté. Barcelona, 1999.

Donde  $R_j$  es la posición de la fuerza  $F_j$ . En otras palabras, la fuerza generalizada representa la derivada del trabajo de todas las fuerzas externas actuantes en un sistema con respecto a una variable generalizada  $q_i$ .

### 6.3 SISTEMA PLANTEADO

Para el planteamiento del cuerpo humano se han hecho algunas simplificaciones debido a la complejidad del movimiento y del sistema. La primera que se definió fue trabajar el cuerpo humano en dos dimensiones, más exactamente los que corresponden al plano sagital (plano que define la vista lateral derecha del cuerpo), debido a que es donde se desarrollan los eventos más significativos del ciclo de marcha.

Otra simplificación que se empleó en este sistema fue considerar una marcha simétrica. Por ello se emplearon los datos de la pierna derecha para generar su homóloga, la pierna izquierda. La tercera simplificación fue asumir una variación lineal de la fuerza vertical y horizontal en tobillo durante la fase de doble apoyo.

Adicionalmente se hace que, durante todo el ciclo de marcha, la masa del conjunto cabeza, brazos y tronco tenga acción sobre la pierna izquierda y derecha distribuyéndola en partes iguales a cada una de ellas. Finalmente, se consideraron las masas de los segmentos como masas concentradas en torno al centroide de dicha sección.

Hay que tener en cuenta que durante el ciclo de marcha se presentan situaciones particulares donde cambian las condiciones de los apoyos y las extremidades tienen movimientos completamente contrarios. Por ejemplo, una pierna se

encuentra en apoyo simple, mientras la otra se encuentra en fase de balanceo, lo cual implica que el comportamiento de la distribución de la fuerza vertical y horizontal en los tobillos sean diferentes para cada fase del ciclo de marcha. Dicha consideración es relevante para especificar la relación que tienen las fuerzas verticales y horizontales en la articulación del tobillo.

Para el sistema planteado se toman tres segmentos básicos: el conjunto conformado por la cabeza, brazos y el tronco, el muslo y la pantorrilla. El pie, el cuarto segmento, no se tuvo en cuenta en el planteamiento matemático debido a que durante el ciclo de marcha no representaba valores energéticos considerables (la masa del pie representa un valor aproximado del 1.5% de la masa total del cuerpo)<sup>13</sup>, y al mismo tiempo se requería la fuerza en el tobillo y no la reacción vertical sobre el pie.

Para la ubicación de los segmentos anteriormente mencionados en el plano sagital se utilizó la técnica videográfica que permite establecer la posición de los puntos de interés en función del tiempo (más exactamente en función de cuadros por segundo).

En el modelo planteado se definieron las longitudes de los segmentos de la siguiente forma:  $l_2$ , longitud de cada pantorrilla;  $l_3$ , longitud de cada muslo. Por otra parte,  $r_2$  es la distancia que hay entre la parte distal del segmento de la pantorrilla y el centroide de la misma;  $r_3$  es la distancia que hay entre el extremo

---

<sup>13</sup> LEE, Cynthia R.; FARLEY, Claire T. Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. The journal of experimental biology. Great Britain, 1998. P.10.

distal del muslo y el centroide de muslo y  $r_4$ , longitud entre el trocánter mayor y el centroide del conjunto superior (cabeza, brazos y tronco).

Finalmente, para la definición de las variables generalizadas se empleó la nomenclatura  $q_1$  y  $q_{11}$  que corresponde al ángulo medido con respecto a la horizontal y el tronco derecho e izquierdo;  $q_2$  y  $q_5$  como el ángulo medido con la horizontal y el muslo,  $q_3$  y  $q_6$  que identifica el ángulo medido con la horizontal y la pantorrilla;  $q_{10}$  y  $q_8$ , como la posición vertical y horizontal del talón para cada pierna. En el siguiente capítulo se hará una mayor descripción de cada coordenada generalizada.

Por último, para la obtención de los resultados mediante las ecuaciones de LaGrange se plantean las reacciones en las articulaciones del tobillo y los torques externos en las articulaciones de los segmentos, los cuales representan los torques que se generan en las articulaciones para poder realizar el proceso de ambulación.  $T_3$  y  $T_{33}$  corresponden a los aplicados en la articulación del tobillo derecho e izquierdo respectivamente;  $T_2$  y  $T_{22}$  son los aplicados en la articulación de la rodilla derecha e izquierda, y  $T_1$  y  $T_{11}$  son los torques correspondientes a las articulaciones de la cadera.

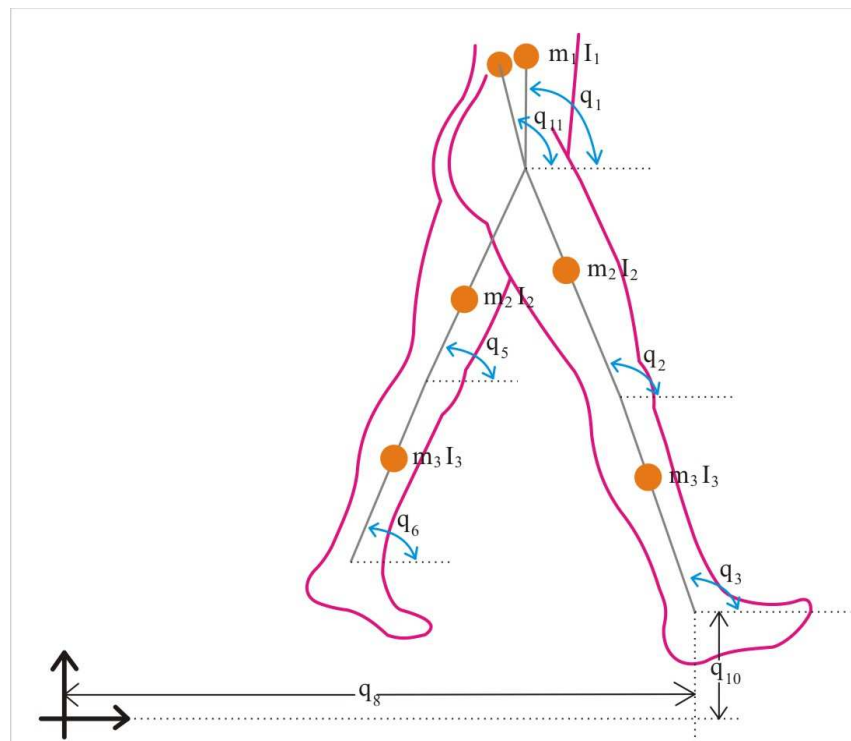
Finalmente, las fuerzas  $R_{1x}$  y  $R_{1y}$  corresponden a las reacciones horizontal y vertical aplicadas en el tobillo derecho respectivamente y  $R_{2x}$  y  $R_{2y}$  son las pertenecientes al tobillo izquierdo.

**6.3.1 Definición de las coordenadas generalizadas para el sistema de 5 segmentos.** Para la descripción del modelo es necesario especificar cada una de

las coordenadas generalizadas que intervienen en el sistema. En este caso se tuvieron en cuenta dos tipos de coordenadas generalizadas: las rectangulares en base a un sistema de coordenadas global y las angulares en cada una de las articulaciones para definir la ubicación de los puntos significativos del sistema.

Las coordenadas generalizadas se pueden ver en la siguiente figura, donde se muestra la posición, nomenclatura empleada y como son referenciadas.

Figura 19. Coordenadas Generalizadas del sistema del sistema



En el esquema anterior se puede apreciar la existencia de un  $q_1$  y  $q_{11}$  en la misma articulación, la cadera. Esto se da debido a que en ese punto se encuentran dos

grados de libertad, donde ellos me determinan los torques en la cadera para la pierna derecha y el torque de la cadera para la pierna izquierda,  $T_1$  y  $T_{11}$ .

A diferencia de las coordenadas angulares generalizadas y representadas anteriormente para el desarrollo de este modelo dinámico, se emplearon coordenadas cartesianas generalizadas con el fin de posicionar el sistema con respecto a un método de coordenadas global. En la gráfica anterior se muestran las coordenadas generalizadas que cumplen esta función,  $q_8$  y  $q_{10}$ , las cuales representan la posición en X y en Y de la pierna derecha respectivamente, tomadas desde un punto de referencia hasta el tobillo de la pierna derecha.

**6.3.2 Ubicación de los centros de masa e inercia de los segmentos.** Una vez representada la geometría respectiva del sistema y definida cada una de las coordenadas generalizadas es necesario integrar las longitudes de los segmentos que previamente se han enunciado, con el fin de entrar a definir los últimos parámetros importantes para el empleo de las ecuaciones de LaGrange.

Dichos parámetros comprenden la ubicación de los centros de masa e inercia de cada uno de los segmentos que son dependientes de la antropometría y de la masa del individuo que se vaya a valorar. Para tal fin, se emplearon tablas antropométricas estándar que contemplarán dichos valores. (Ver Anexo IV).

En la siguiente tabla están consignadas las posiciones de los centroides de los segmentos para ambas piernas con respecto a las coordenadas generalizadas que la representan:

Tabla 1. Posición de los centroides de la pierna derecha en función de las coordenadas generalizadas.

CENTROIDE DEL SEGMENTO	COORDENADA DEL CENTROIDE	POSICIÓN
PANTORRILLA DERECHA	X	$q_8 + r_2 \cos(q_3)$
	Y	$q_{10} + r_2 \text{sen}(q_3)$
MUSLO DERECHO	X	$q_8 + l_2 \cos(q_3) + r_3 \cos(q_2)$
	Y	$q_{10} + l_2 \text{sen}(q_3) + r_3 \text{sen}(q_2)$
TRONCO	X	$q_8 + l_2 \cos(q_3) + l_3 \cos(q_2) + r_4 \cos(q_1)$
	Y	$q_{10} + l_2 \text{sen}(q_3) + l_3 \text{sen}(q_2) + r_4 \text{sen}(q_1)$
MUSLO IZQUIERDO	X	$q_8 + l_2 \cos(q_3) + l_3 \cos(q_2) - (l_3 - r_3) \cos(q_5)$
	Y	$q_{10} + l_2 \text{sen}(q_3) + l_3 \text{sen}(q_2) - (l_3 - r_3) \text{sen}(q_5)$
PATORRILLA IZQUIERDA	X	$q_8 + l_2 \cos(q_3) + l_3 \cos(q_2) - l_3 \cos(q_5) - (l_2 - r_2) \cos(q_6)$
	Y	$q_{10} + l_2 \text{sen}(q_3) + l_3 \text{sen}(q_2) - l_3 \text{sen}(q_5) - (l_2 - r_2) \text{sen}(q_6)$

#### 6.4 DEFINICIÓN DEL LAGRANGIANO DEL SISTEMA

Una vez definidas las coordenadas de las articulaciones mediante el análisis del video, las coordenadas de los centroides de los segmentos utilizando tablas antropométricas, y de definir geoméricamente las coordenadas generalizadas del modelo, el siguiente paso es plantear el Lagrangiano del sistema.

Para el planteamiento Lagrangiano del sistema es necesario cuantificar la energía cinética total y la energía potencial total del sistema. A continuación se definirá la energía Cinética.

Pero antes es necesario definir la velocidad absoluta de cada uno de los centroides de los segmentos, donde la velocidad se calcula mediante la derivada de las expresiones que representan la posición de los centroides con respecto al tiempo. El cálculo es el siguiente:

Ec. 9 Velocidad horizontal.

$$V_{x_i} = \left( \frac{dx_i}{dt} \right)$$

Ec. 10 Velocidad vertical.

$$V_{y_i} = \left( \frac{dy_i}{dt} \right)$$

En la Tabla 2 se presenta las velocidades de los centroides en función de las variables generalizadas del sistema.

Además de la energía cinética traslacional de cada segmento, es necesario cuantificar el aporte que hace la rotación a la energía cinética de tal manera que, al hacer una sumatoria para todos los segmentos, se obtiene la energía cinética total del sistema.

Finalmente, una expresión general deducida a partir de la Ec. 4, que sintetiza la energía cinética, para un sistema de  $n$  masas (segmentos), con  $V_n$  velocidades traslacionales absolutas expresadas en sus componentes, con  $q_n$  coordenadas

generalizadas que a su vez tienen  $\dot{q}_n$  velocidades rotacionales absolutas de los segmentos, esta definida en la Ec. 11.

Tabla 2. Velocidades de los centroides de cada segmento.

SEGMENTO	VELOCIDAD DEL CENTROIDE	VELOCIDAD
PANTORRILLA DERECHA	X	$\dot{q}_8 - r_2 \dot{q}_3 \text{sen}(q_3)$
	Y	$\dot{q}_{10} + r_2 \dot{q}_3 \text{cos}(q_3)$
MUSLO DERECHO	X	$\dot{q}_8 - l_2 \dot{q}_3 \text{sen}(q_3) - r_3 \dot{q}_2 \text{sen}(q_2)$
	Y	$\dot{q}_{10} + l_2 \dot{q}_3 \text{cos}(q_3) + r_3 \dot{q}_2 \text{cos}(q_2)$
TRONCO	X	$\dot{q}_8 - l_2 \dot{q}_3 \text{sen}(q_3) - l_3 \dot{q}_2 \text{sen}(q_2) - r_4 \dot{q}_1 \text{sen}(q_1)$
	Y	$\dot{q}_{10} + l_2 \dot{q}_3 \text{cos}(q_3) + l_3 \dot{q}_2 \text{cos}(q_2) + r_4 \dot{q}_1 \text{cos}(q_1)$
MUSLO IZQUIERDO	X	$\dot{q}_8 - l_2 \dot{q}_3 \text{sen}(q_3) - l_3 \dot{q}_2 \text{sen}(q_2) + (l_3 - r_3) \dot{q}_5 \text{sen}(q_5)$
	Y	$\dot{q}_{10} + l_2 \dot{q}_3 \text{cos}(q_3) + l_3 \dot{q}_2 \text{cos}(q_2) - (l_3 - r_3) \dot{q}_2 \text{cos}(q_2)$
PANTORRILLA DERECHA	X	$\dot{q}_8 - l_2 \dot{q}_3 \text{sen}(q_3) - l_3 \dot{q}_2 \text{sen}(q_2) + l_3 \dot{q}_5 \text{sen}(q_5) + (l_2 - r_2) \dot{q}_6 \text{sen}(q_6)$
	Y	$\dot{q}_{10} + l_2 \dot{q}_3 \text{cos}(q_3) + l_3 \dot{q}_2 \text{cos}(q_2) - l_3 \dot{q}_2 \text{cos}(q_2) - (l_2 - r_2) \dot{q}_6 \text{cos}(q_6)$

Ec. 11 Energía cinética Total.

$$E_k = \sum_{i=1}^n \left( \frac{1}{2} m_i (Vx_i^2 + Vy_i^2) + \frac{1}{2} I_i \dot{q}_i^2 \right)$$

Una vez descrita la energía cinética total del sistema se mostrará la energía potencial del mismo.

El sistema planteado carece de algún tipo de dispositivo mecánico como resortes, acumuladores, entre otros. Por consiguiente, la energía potencial está definida sólo por la posición de cada uno de los centroides del sistema con respecto a un nivel de referencia. Del mismo modo como se dedujo la ecuación anterior, a continuación se muestra una expresión que sintetiza la energía potencial del sistema:

Ec. 12 Energía Potencial Total.

$$E_p = \sum_{i=1}^n (m_i g (Y_{cmi} - Y_{ref}))$$

Una vez definidas las dos magnitudes que definen el Lagrangiano del sistema, la energía cinética total y la energía potencial total, se procede a aplicar la definición matemática del Lagrangiano (

Ec. 6). De esta manera el lagrangiano del sistema considerado en función de sus variables generalizadas se describe en la Ec. 13.

Donde  $q_i$  son las variables generalizadas;  $l_i$  las longitudes de los segmentos;  $r_i$  son las longitudes de los centros de masa de los segmentos con respecto a su extremo distal; y, finalmente  $\dot{q}_i$ , es la primera derivada de cada coordenada generalizada con respecto al tiempo.

Ec. 13 Definición del Lagrangiano del sistema dinámico planteado.

$$\begin{aligned}
L = & \frac{1}{2} m_3 \{ (\dot{q}_8 - r_2 \dot{q}_3 \operatorname{sen}(q_3))^2 + (\dot{q}_{10} + r_2 \dot{q}_3 \cos(q_3))^2 \} + \frac{I_3 \dot{q}_3^2}{2} - m_3 g (q_{10} + r_2 \operatorname{sen}(q_3)) \\
& + \frac{1}{2} m_2 \{ (\dot{q}_8 - l_2 \dot{q}_3 \operatorname{sen}(q_3) - r_3 \dot{q}_2 \operatorname{sen}(q_2))^2 + (\dot{q}_{10} + l_2 \dot{q}_3 \cos(q_3) + r_3 \dot{q}_2 \cos(q_2))^2 \} + \frac{I_2 \dot{q}_2^2}{2} \\
& - m_2 g (q_{10} + l_2 \operatorname{sen}(q_3) + r_3 \operatorname{sen}(q_2)) + \frac{1}{2} m_1 \{ (\dot{q}_8 - l_2 \dot{q}_3 \operatorname{sen}(q_3) - l_3 \dot{q}_2 \operatorname{sen}(q_2) - r_4 \dot{q}_1 \operatorname{sen}(q_1))^2 \\
& + (\dot{q}_{10} + l_2 \dot{q}_3 \cos(q_3) + l_3 \dot{q}_2 \cos(q_2) + r_4 \dot{q}_1 \cos(q_1))^2 \} + \frac{I_1 \dot{q}_1^2}{2} - m_1 g \{ q_{10} + l_2 \operatorname{sen}(q_3) + l_3 \operatorname{sen}(q_2) + r_4 \operatorname{sen}(q_1) \} \\
& + \frac{1}{2} m_2 \{ (\dot{q}_8 - l_2 \dot{q}_3 \operatorname{sen}(q_3) - l_3 \dot{q}_2 \operatorname{sen}(q_2) + (l_3 - r_3) \dot{q}_5 \operatorname{sen}(q_5))^2 + (\dot{q}_{10} + l_2 \dot{q}_3 \cos(q_3) + l_3 \dot{q}_2 \cos(q_2) \\
& - (l_3 - r_3) \dot{q}_5 \cos(q_5))^2 \} + \frac{I_2 \dot{q}_2^2}{2} - m_2 g \{ q_{10} + l_2 \operatorname{sen}(q_3) + l_3 \operatorname{sen}(q_2) - (l_3 - r_3) \operatorname{sen}(q_5) \} + \frac{1}{2} m_3 \{ (\dot{q}_8 - l_2 \dot{q}_3 \operatorname{sen}(q_3) \\
& - l_3 \dot{q}_2 \operatorname{sen}(q_2) + l_3 \dot{q}_5 \operatorname{sen}(q_5) + (l_2 - r_2) \dot{q}_6 \operatorname{sen}(q_6))^2 + (\dot{q}_{10} + l_2 \dot{q}_3 \cos(q_3) + l_3 \dot{q}_2 \cos(q_2) - l_3 \dot{q}_5 \cos(q_5) \\
& - (l_2 - r_2) \dot{q}_6 \cos(q_6))^2 \} + \frac{I_3 \dot{q}_6^2}{2} - m_3 g \{ q_{10} + l_2 \operatorname{sen}(q_3) + l_3 \operatorname{sen}(q_2) - l_3 \operatorname{sen}(q_5) - (l_2 - r_2) \operatorname{sen}(q_6) \}
\end{aligned}$$

## 7 SOLUCIÓN DEL SISTEMA DINÁMICO

### 7.1 APLICACIÓN DE LA METODOLOGÍA DE LAGRANGE PARA EL SISTEMA PLANTEADO

Para una presentación más sencilla y con el fin de facilitar la comprensión de la metodología de Lagrange, se hicieron algunos cambios de variables que permiten hacer una considerable reducción en la extensión de las expresiones. En la siguiente tabla se muestran dichos cambios de variables:

Tabla 3. Cambio de variables para la ecuación de LaGrange.

C	Componente X de la velocidad del centroide de la pantorrilla derecha.	$\dot{q}_8 - r_2 \dot{q}_3 \text{sen}(q_3)$
D	Componente Y de la velocidad del centroide de la pantorrilla derecha.	$\dot{q}_{10} + r_2 \dot{q}_3 \text{cos}(q_3)$
E	Posición Y del centroide de la pantorrilla derecha.	$q_{10} + r_2 \text{sen}(q_3)$
F	Componente X de la velocidad del centroide del muslo derecho.	$\dot{q}_8 - l_2 \dot{q}_3 \text{sen}(q_3) - r_3 \dot{q}_2 \text{sen}(q_2)$
G	Componente Y de la velocidad del centroide del muslo derecho.	$\dot{q}_{10} + l_2 \dot{q}_3 \text{cos}(q_3) + r_3 \dot{q}_2 \text{cos}(q_2)$
H	Posición Y del centroide del muslo derecho.	$q_{10} + l_2 \text{sen}(q_3) + r_3 \text{sen}(q_2)$

Tabla 3. (CONTINUACIÓN) Cambio de variables para la ecuación de LaGrange.

I	Componente X de la velocidad del centroide del conjunto superior.	$\dot{q}_8 - l_2 \dot{q}_3 \text{sen}(q_3) - l_3 \dot{q}_2 \text{sen}(q_2) - l_4 \dot{q}_1 \text{sen}(q_1)$
J	Componente Y de la velocidad centroide del conjunto superior.	$\dot{q}_{10} + l_2 \dot{q}_3 \cos(q_3) + l_3 \dot{q}_2 \cos(q_2) + r_4 \dot{q}_1 \cos(q_1)$
K	Posición Y del centroide del conjunto superior.	$q_{10} + l_2 \text{sen}(q_3) + l_3 \text{sen}(q_2) + r_4 \text{sen}(q_1)$
L	Componente X de la velocidad del centroide del muslo izquierdo.	$\dot{q}_8 - l_2 \dot{q}_3 \text{sen}(q_3) - l_3 \dot{q}_2 \text{sen}(q_2) + (l_3 - r_3) \dot{q}_5 \text{sen}(q_5)$
M	Componente Y de la velocidad del centroide del muslo izquierdo.	$\dot{q}_{10} + l_2 \dot{q}_3 \cos(q_3) + l_3 \dot{q}_2 \cos(q_2) - (l_3 - r_3) \dot{q}_5 \cos(q_5)$
N	Posición Y del centroide del muslo izquierdo.	$q_{10} + l_2 \text{sen}(q_3) + l_3 \text{sen}(q_2) - (l_3 - r_3) \text{sen}(q_5)$
O	Componente X de la velocidad del centroide de la pantorrilla izquierda.	$\dot{q}_8 - l_2 \dot{q}_3 \text{sen}(q_3) - l_3 \dot{q}_2 \text{sen}(q_2) + l_3 \dot{q}_5 \text{sen}(q_5) + (l_2 - r_2) \dot{q}_6 \text{sen}(q_6)$
P	Componente Y de la velocidad del centroide de la pantorrilla izquierda.	$\dot{q}_{10} + l_2 \dot{q}_3 \cos(q_3) + l_3 \dot{q}_2 \cos(q_2) - l_3 \dot{q}_5 \cos(q_5) - (l_2 - r_2) \dot{q}_6 \cos(q_6)$
Q	Posición Y del centroide de la pantorrilla izquierda.	$q_{10} + l_2 \text{sen}(q_3) + l_3 \text{sen}(q_2) - l_3 \text{sen}(q_5) - (l_2 - r_2) \text{sen}(q_6)$

Con estos cambios de variables, el lagrangiano del sistema planteado (Ec. 13), estaría representado por la siguiente expresión:

Ec. 14 Definición del Lagrangiano del sistema dinámico posterior al cambio de variables.

$$L = \frac{1}{2} m_3 (C^2 + D^2) + \frac{1}{2} I_3 \dot{q}_3^2 - m_3 g E + \frac{1}{2} m_2 (F^2 + G^2) + \frac{1}{2} I_2 \dot{q}_2^2 - m_2 g H + \frac{1}{2} m_1 (I^2 + J^2) + \frac{1}{2} I_1 \dot{q}_1^2 - m_1 g K \\ + \frac{1}{2} m_2 (L^2 + M^2) + \frac{1}{2} I_2 \dot{q}_5^2 - m_2 g N + \frac{1}{2} m_3 (O^2 + P^2) + \frac{1}{2} I_3 \dot{q}_6^2 - m_3 g Q$$

Ya planteado el lagrangiano del sistema con estas nuevas variables, donde cada una de ellas depende de las variables generalizadas y así mismo del tiempo, en la siguiente tabla está consignada su variación con respecto al tiempo. En algunos casos, estos corresponden a las componentes de las aceleraciones de los centroides ( $\mathbf{a}_x$ ,  $\mathbf{a}_y$ ) y en otros corresponden a la componente vertical de la velocidad del centroide ( $\mathbf{V}_y$ ).

Tabla 4 Derivación del cambio de variables.

$\dot{C}$	$\mathbf{a}_x$ pantorrilla derecha.	$\ddot{q}_8 - r_2 \{ \ddot{q}_3 \text{sen}(q_3) + \dot{q}_3^2 \cos(q_3) \}$
$\dot{D}$	$\mathbf{a}_y$ pantorrilla derecha.	$\ddot{q}_{10} + r_2 \{ \ddot{q}_3 \cos(q_3) - \dot{q}_3^2 \text{sen}(q_3) \}$
$\dot{E}$	$\mathbf{V}_y$ pantorrilla derecha.	$\dot{q}_{10} + r_2 \dot{q}_3 \cos(q_3)$
$\dot{F}$	$\mathbf{a}_x$ muslo derecho.	$\ddot{q}_8 - l_2 \{ \ddot{q}_3 \text{sen}(q_3) + \dot{q}_3^2 \cos(q_3) \} - r_3 \{ \ddot{q}_2 \text{sen}(q_2) + \dot{q}_2^2 \cos(q_2) \}$

Tabla 4 (CONTINUACIÓN) Derivación del cambio de variables.

$\dot{G}$	$\mathbf{a}_y$ muslo derecho.	$\ddot{q}_{10} + l_2 \{ \ddot{q}_3 \cos(q_3) - \dot{q}_3^2 \operatorname{sen}(q_3) \} + r_3 \{ \ddot{q}_2 \cos(q_2) - \dot{q}_2^2 \operatorname{sen}(q_2) \}$
$\dot{H}$	$\mathbf{V}_y$ muslo izquierdo.	$\dot{q}_{10} + l_2 \dot{q}_3 \cos(q_3) + r_3 \dot{q}_2 \cos(q_2)$
$\dot{I}$	$\mathbf{a}_x$ conjunto tronco, cabeza y brazos.	$\ddot{q}_8 - l_2 \{ \ddot{q}_3 \operatorname{sen}(q_3) + \dot{q}_3^2 \cos(q_3) \} - l_3 \{ \ddot{q}_2 \operatorname{sen}(q_2) + \dot{q}_2^2 \cos(q_2) \} - r_4 \{ \ddot{q}_1 \operatorname{sen}(q_1) + \dot{q}_1^2 \cos(q_1) \}$
$\dot{J}$	$\mathbf{a}_y$ conjunto tronco, cabeza y brazos.	$\ddot{q}_{10} + l_2 \{ \ddot{q}_3 \cos(q_3) - \dot{q}_3^2 \operatorname{sen}(q_3) \} + l_3 \{ \ddot{q}_2 \cos(q_2) - \dot{q}_2^2 \operatorname{sen}(q_2) \} + r_4 \{ \ddot{q}_1 \cos(q_1) - \dot{q}_1^2 \operatorname{sen}(q_1) \}$
$\dot{K}$	$\mathbf{V}_y$ conjunto tronco, cabeza y brazos.	$\dot{q}_{10} + l_2 \dot{q}_3 \cos(q_3) + l_3 \dot{q}_2 \cos(q_2) + r_4 \dot{q}_1 \cos(q_1)$
$\dot{L}$	$\mathbf{a}_x$ muslo izquierdo.	$\ddot{q}_8 - l_2 \{ \ddot{q}_3 \operatorname{sen}(q_3) + \dot{q}_3^2 \cos(q_3) \} - l_3 \{ \ddot{q}_2 \operatorname{sen}(q_2) + \dot{q}_2^2 \cos(q_2) \} + (l_3 - r_3) \{ \ddot{q}_5 \operatorname{sen}(q_5) + \dot{q}_5^2 \cos(q_5) \}$
$\dot{M}$	$\mathbf{a}_y$ muslo izquierdo.	$\ddot{q}_{10} + l_2 \{ \ddot{q}_3 \cos(q_3) - \dot{q}_3^2 \operatorname{sen}(q_3) \} + l_3 \{ \ddot{q}_2 \cos(q_2) - \dot{q}_2^2 \operatorname{sen}(q_2) \} - (l_3 - r_3) \{ \ddot{q}_5 \cos(q_5) - \dot{q}_5^2 \operatorname{sen}(q_5) \}$
$\dot{N}$	$\mathbf{V}_y$ muslo izquierdo.	$\dot{q}_{10} + l_2 \dot{q}_3 \cos(q_3) + l_3 \dot{q}_2 \cos(q_2) - (l_3 - r_3) \dot{q}_5 \cos(q_5)$
$\dot{O}$	$\mathbf{a}_x$ pantorrilla izquierda.	$\ddot{q}_8 - l_2 \{ \ddot{q}_3 \operatorname{sen}(q_3) + \dot{q}_3^2 \cos(q_3) \} - l_3 \{ \ddot{q}_2 \operatorname{sen}(q_2) + \dot{q}_2^2 \cos(q_2) \} + l_3 \{ \ddot{q}_5 \operatorname{sen}(q_5) + \dot{q}_5^2 \cos(q_5) \} + (l_2 - r_2) \{ \ddot{q}_6 \operatorname{sen}(q_6) + \dot{q}_6^2 \cos(q_6) \}$
$\dot{P}$	$\mathbf{a}_y$ pantorrilla izquierda.	$\ddot{q}_{10} + l_2 \{ \ddot{q}_3 \cos(q_3) - \dot{q}_3^2 \operatorname{sen}(q_3) \} + l_3 \{ \ddot{q}_2 \cos(q_2) - \dot{q}_2^2 \operatorname{sen}(q_2) \} - l_3 \{ \ddot{q}_5 \cos(q_5) - \dot{q}_5^2 \operatorname{sen}(q_5) \} - (l_2 - r_2) \{ \ddot{q}_6 \cos(q_6) - \dot{q}_6^2 \operatorname{sen}(q_6) \}$

Tabla 4 (CONTINUACIÓN) Derivación del cambio de variables.

$\dot{Q}$	$V_y$ pantorrilla izquierda.	$\dot{q}_{10} + l_2 \dot{q}_3 \cos(q_3) + l_3 \dot{q}_2 \cos(q_2) - l_3 \dot{q}_5 \cos(q_5)$ $- (l_2 - r_2) \dot{q}_6 \cos(q_6)$
-----------	------------------------------	--

A continuación se mostrará el procedimiento a seguir para utilizar la metodología de LaGrange representada en la Ec. 7. Para ello se llevará a cabo el desarrollo matemático de la ecuación de movimiento en función de la variable generalizada  $q_1$ , para desarrollar el extremo izquierdo de la ecuación. La ecuación de LaGrange queda expresada de la siguiente manera:

Ec. 15 Ecuación de LaGrange para la coordenada generalizada  $q_1$ .

$$\frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_1} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_1} = Q_4$$

El paso inicial, es tomar el Lagrangiano y calcular la derivada de este con respecto a la velocidad de la coordenada generalizada  $q_1$ . Es decir:

Ec. 16 Derivada del LaGrange en función de  $\dot{q}_1$ .

$$\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_1} = m_1 r_4 (-I \text{sen}(q_1) + J \cos(q_1)) + I_1 \dot{q}_1$$

El segundo paso es coger la expresión anterior y derivarla con respecto al tiempo; así se obtendrá el primer término de esta expresión.

Ec. 17 Derivada de la Ec. 16 en función del tiempo.

$$\frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_1} \right) = m_1 r_4 \left( -\dot{I} \operatorname{sen}(q_1) - I \dot{q}_1 \cos(q_1) + \dot{J} \cos(q_1) - J \dot{q}_1 \operatorname{sen}(q_1) \right) + I_1 \ddot{q}_1$$

El tercer paso, es derivar el Lagrangiano con respecto a la coordenada generalizada que se este trabajando, en este caso  $q_1$ .

Ec. 18 Derivada del LaGrange en función de  $q_1$ .

$$\frac{\partial L}{\partial q_1} = -m_1 r_4 \left( I \dot{q}_1 \cos(q_1) + J \dot{q}_1 \operatorname{sen}(q_1) \right) - m_1 r_4 g \cos(q_3)$$

Finalmente, para el cálculo de la expresión que representa la ecuación de movimiento del sistema se calcula mediante la resta de estas dos últimas expresiones llegándose a la siguiente:

Ec. 19 Ecuación de LaGrange para la variable generalizada  $q_1$ .

$$\frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_1} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_1} = Q_4 = m_1 r_4 \left( -\dot{I} \operatorname{sen}(q_1) + \dot{J} \cos(q_1) + g \cos(q_3) \right) + I_1 \ddot{q}_1$$

De la misma manera como se calculó la anterior expresión, donde la coordenada generalizada era  $q_1$ , se hace para la coordenada generalizada  $q_{11}$ ,  $q_3$  (ángulo de la pantorrilla de la pierna derecha);  $q_2$  (ángulo del muslo de la pierna derecha);  $q_5$  (ángulo del muslo de la pierna izquierda) y  $q_6$  (ángulo de la pantorrilla de la pierna izquierda).

Ec. 20 Ecuación de LaGrange para la variable generalizada  $q_3$ .

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_3} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_3} = Q_2 = m_3 r_2 \left( -\dot{C} \operatorname{sen}(q_3) + \dot{D} \cos(q_3) + g \cos(q_3) \right) + I_3 \ddot{q}_3 \\ + l_2 \cos(q_3) \left( m_3 (\dot{P} + g) + m_2 (\dot{G} + \dot{M} + 2g) + m_1 (\dot{J} + g) \right) \\ - l_2 \operatorname{sen}(q_3) \left( m_3 \dot{O} + m_2 (\dot{F} + \dot{L}) + m_1 \dot{I} \right) \end{aligned}$$

Ec. 21 Ecuación de LaGrange para la variable generalizada  $q_2$ .

$$\begin{aligned} \frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_2} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_2} = Q_3 = m_2 r_3 \left( -\dot{F} \operatorname{sen}(q_2) + \dot{G} \cos(q_2) + g \cos(q_2) \right) + I_2 \ddot{q}_2 \\ + l_3 \cos(q_2) \left( m_3 (\dot{P} + g) + m_2 (\dot{M} + g) + m_1 (\dot{J} + g) \right) \\ - l_3 \operatorname{sen}(q_2) \left( m_3 \dot{O} + m_2 \dot{L} + m_1 \dot{I} \right) \end{aligned}$$

Ec. 22 Ecuación de LaGrange para la variable generalizada  $q_1$ .

$$\frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_1} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_1} = Q_4 = m_{1DER} r_4 \left( -\dot{I} \operatorname{sen}(q_1) + \dot{J} \cos(q_1) + g \cos(q_3) \right) + I_{1DER} \ddot{q}_1$$

Ec. 23 Ecuación de LaGrange para la variable generalizada  $q_{11}$

$$\frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_{11}} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_{11}} = Q_{44} = m_{1IZQ} r_4 \left( -\dot{I} \operatorname{sen}(q_1) + \dot{J} \cos(q_1) + g \cos(q_3) \right) + I_{1IZQ} \ddot{q}_{11}$$

Ec. 24 Ecuación de LaGrange para la variable generalizada  $q_5$ .

$$\frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_5} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_5} = Q_{33} = m_2(l_3 - r_3) \left( \dot{L} \operatorname{sen}(q_5) - \dot{M} \cos(q_5) - g \cos(q_5) \right) + I_2 \ddot{q}_5 \\ - l_3 \cos(q_5) m_3 (\dot{P} + g) + l_3 \operatorname{sen}(q_5) m_3 \dot{O}$$

Ec. 25 Ecuación de LaGrange para la variable generalizada  $q_6$ .

$$\frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_6} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_6} = Q_{22} = m_3(l_2 - r_2) \left( \dot{O} \operatorname{sen}(q_6) - \dot{P} \cos(q_6) - g \cos(q_6) \right) + I_3 \ddot{q}_6$$

Ec. 26 Ecuación de LaGrange para la variable generalizada  $q_8$ .

$$\frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_8} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_8} = Q_{55} = m_3(\dot{C} + \dot{O}) + m_2(\dot{F} + \dot{L}) + m_1(\dot{I})$$

Ec. 27 Ecuación de LaGrange para la variable generalizada  $q_9$ .

$$\frac{\partial}{\partial t} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_{10}} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_{10}} = Q_{66} = m_3(\dot{D} + \dot{P} + 2g) + m_2(\dot{G} + \dot{m} + 2g) + m_1(\dot{J} + g)$$

Con la metodología expuesta se muestra la versatilidad de la mecánica de Lagrange para resolver sistemas que tienen múltiples segmentos y múltiples grados de libertad.

En el caso dado, si se hubiera empleado la mecánica Newtoniana, hubiese sido necesario analizar cada uno de los segmentos por separado haciendo que la solución matemática sea mucho más compleja, tediosa y extensa.

Nótese que en la cadera hay dos grados de libertad: uno representado para la pierna derecha y otro para la pierna izquierda, para los cuales se han definido dos variables generalizadas independientes denominadas  $q_1$  y  $q_{11}$  respectivamente. La consideración que se tomó en la representación de aquéllas fue que la masa del tronco está distribuída entre la pierna zquierda y derecha equitativamente. Es decir, media masa del tronco, además de que cada uno de los centroides en donde está aplicada cada una de ellas tiene su propia velocidad y aceleración, por ende, aparecen dos ecuaciones diferenciales.

Cabe recordar que todos los datos están en función de las variables generalizadas que son dependientes de las coordenadas de las articulaciones; o sea, de los datos adquiridos mediante el análisis del video. Dichas coordenadas corresponden a los marcadores puestos en las articulaciones del cuerpo.

Con las coordenadas establecidas, fácilmente se pueden calcular los ángulos absolutos que representan la mayoría de las coordenadas generalizadas, coordenadas de los centroides entre otros, todos en función del tiempo. Posteriormente se procede -mediante diferencias finitas centradas- a calcular las derivadas para las variables generalizadas con respecto al tiempo; con esto se consigue que las ecuaciones de movimiento tengan valor numérico para cada uno de los instantes de tiempo en los que transcurre la marcha. Estas ecuaciones se encuentran ligadas con otra de trabajo externo sobre el cuerpo, permitiendo calcular las fuerzas externas aplicadas sobre el sistema.

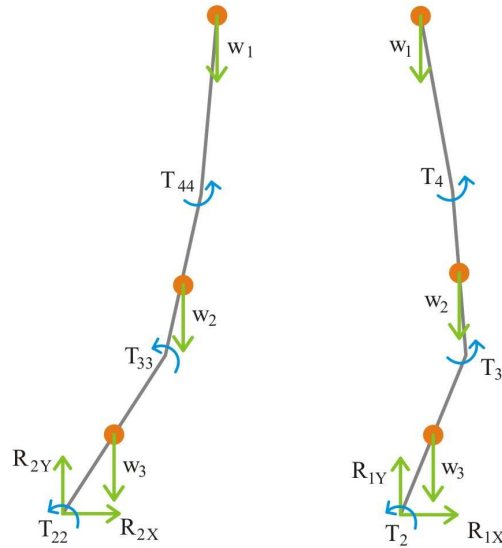
## **7.2 TORQUES Y FUERZAS EXTERNAS QUE REALIZAN TRABAJO EN EL SISTEMA**

El objetivo de expresar las ecuaciones de movimiento de Lagrange para el sistema contemplado es encontrar las componentes de la fuerza resultante y el torque efectivo en la articulación del tobillo, debido a que la dinámica LaGrangiana permite un manejo más cómodo de los sistemas multi-segmentos con soluciones directas de aquellas fuerzas y torques que realizan trabajo.

Como es bien sabido, durante el proceso de ambulación se producen diferentes cargas en las articulaciones y estas requieren fuerzas internas que hagan que la estructura ósea permanezca unida y evitando que esta colapse; estas fuerzas son de índole muscular y son transmitidas por ligamentos, tendones, músculos y desde luego los huesos y articulaciones. Sin embargo, estas fuerzas no se contemplan en el planteamiento matemático por ser fuerzas internas.

El planteamiento que se propuso para el cálculo de los torques en las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo de ambas piernas se basa en considerar que en las articulaciones existen torques externos que evitan que la estructura ósea se venga abajo. Estos simulan los torques internos presentes en el cuerpo debido a la acción concentrada de los músculos y ligamentos en las respectivas articulaciones. Adicionalmente, al sistema se le agregaron las respectivas reacciones que se ejercen sobre la superficie, que vienen a ser las fuerzas actuantes en el tobillo. La representación gráfica de las fuerzas y torques presentes se dan a conocer en la Figura 20.

Figura 20 Esquema de torques y fuerzas presentes en cada pierna del sistema.



La consideración que involucra a estas fuerzas y torques externos lleva implícito que estos realizan trabajo. Por consiguiente, el planteamiento del trabajo externo que se ha aplicado sobre el sistema se define como:

Ec. 28 Definición del trabajo del sistema.

$$\begin{aligned}
 W_{der} = & T_2 q_3 + T_3 (q_2 - q_3) + T_4 (q_1 - q_2) + T_{44} (q_{11} - q_5) + T_{33} (q_5 - q_6) + T_{22} q_6 \\
 & + R_{1x} q_8 + R_{1y} q_{10} + R_{2x} (q_8 + l_2 \cos(q_3) + l_3 \cos(q_2) - l_3 \cos(q_5) - l_2 \cos(q_6)) \\
 & + R_{2y} (q_{10} + l_2 \sin(q_3) + l_3 \sin(q_2) - l_3 \sin(q_5) + l_2 \sin(q_6))
 \end{aligned}$$

El trabajo de un torque se define como el producto del desplazamiento angular del cuerpo y el torque aplicado. Por consiguiente, el trabajo que hacen los torques externos es igual al producto de su magnitud por la rotación que este tenga con respecto al punto donde es aplicado. Dado que cada articulación une dos

segmentos y cada uno de estos posee rotaciones angulares independientes, es necesario indicar el desplazamiento angular absoluto que tiene cada uno de ellos.

Para determinar la rotación angular del punto es necesario realizar la diferencia angular entre los segmentos en los que interactúa el torque (dado que se habla de ángulos relativos). Desde luego, el segmento inferior (pantorrilla) en ambas piernas sólo depende de una sola coordenada generalizada puesto que este no comparte movimiento relativo.

Así mismo, las reacciones en la superficie  $R_{1x}$ ,  $R_{1y}$ ,  $R_{2x}$  y  $R_{2y}$  también realizan trabajo. La expresión que define el trabajo es multiplicar la componente de cada una de las fuerzas por el desplazamiento paralelo a cada una de ellas. En otras palabras, el desplazamiento que tiene la misma dirección de la fuerza.

**7.2.1 Fuerzas generalizadas.** Una vez planteado el trabajo externo de cada uno de los subsistemas, la parte derecha de la Ec. 7 empieza a tomar forma. Esto ocurre porque en esa sección de la ecuación se encuentran contenidos todos los trabajos que las fuerzas externas realizan y, para este caso en particular, es en donde reposan las incógnitas del sistema planteado.

**7.2.2 Fuerzas generalizadas del sistema.** El siguiente paso es proyectar lo que se denomina las fuerzas generalizadas del sistema. Para definir las se derivan las funciones de trabajo externo en función de cada una de las variables generalizadas, como se muestra en la Ec. 8. Esto se realiza con el fin de plantear expresiones que permitan resolver las incógnitas del sistema (Torques en las articulaciones y las reacciones en el tobillo).

Las expresiones que integran las fuerzas generalizadas para el subsistema son:

Ec. 29 Derivada del trabajo en función de la variable generalizada  $q_3$ .

$$\frac{\partial W}{\partial q_3} = Q_2 = T_2 - T_3 - R_{2x}l_2 \text{sen}(q_3) + R_{2y}l_2 \cos(q_3)$$

Ec. 30 Derivada del trabajo en función de la variable generalizada  $q_2$ .

$$\frac{\partial W}{\partial q_2} = Q_3 = T_3 - T_4 - R_{2x}l_3 \text{sen}(q_2) + R_{2y}l_2 \cos(q_3)$$

Ec. 31 Derivada del trabajo en función de la variable generalizada  $q_1$

$$\frac{\partial W}{\partial q_1} = Q_4 = T_4$$

Ec. 32 Derivada del trabajo en función de la variable generalizada  $q_{11}$ .

$$\frac{\partial W}{\partial q_{11}} = Q_{44} = T_{44}$$

Ec. 33 Derivada del trabajo en función de la variable generalizada  $q_5$ .

$$\frac{\partial W}{\partial q_5} = Q_{33} = T_{33} - T_{44} + R_{2x}l_3 \text{sen}(q_5) - R_{2y}l_2 \cos(q_5)$$

Ec. 34 Derivada del trabajo en función de la variable generalizada  $q_6$ .

$$\frac{\partial W}{\partial q_6} = Q_{22} = T_{22} - T_{33} + R_{2x}l_2 \text{sen}(q_6) - R_{2y}l_2 \cos(q_6)$$

Ec. 35 Derivada del trabajo en función de la variable generalizada  $q_8$ .

$$\frac{\partial W}{\partial q_8} = Q_{55} = R_{1x} + R_{2x}$$

Ec. 36 Derivada del trabajo en función de la variable generalizada  $q_{10}$ .

$$\frac{\partial W}{\partial q_{10}} = Q_{66} = R_{1y} + R_{2y}$$

### **7.3 SOLUCIÓN PARA LOS TORQUES EN LAS ARTICULACIONES Y LAS REACCIONES EN EL TOBILLO**

Como se ha mencionado en más de una ocasión, la solución del sistema está subordinada a la etapa del ciclo de marcha en que se encuentre. Dado que la ambulación humana pasa por diferentes etapas durante su desarrollo es necesario valorar cada una de ellas. Las diversas fases del ciclo de marcha hacen que las reacciones en la articulación del tobillo sean nulas o no.

El ciclo de marcha está comprendido entre el contacto del talón con la superficie y termina con el siguiente contacto del mismo pie sobre la superficie. Las dos principales fases del ciclo de la marcha son la fase de apoyo y la fase de balanceo.

Para la solución de este sistema el ciclo de marcha se puede dividir en cuatro etapas básicas que son:

- Primera fase de doble apoyo.
- Apoyo simple pierna derecha.

- Segunda fase de doble apoyo.
- Apoyo simple pierna Izquierda.

A continuación se mostrará en detalle cómo cada fase afecta la solución del sistema y las consideraciones empleadas para la solución del mismo y finalmente, la manera como se planteó la solución del sistema.

**7.3.1 Primera fase de doble apoyo.** Como su nombre lo indica, en esta fase se encuentran los dos pies apoyados. Comprende el momento en que el talón del pie derecho hace contacto con la superficie, hasta que los metatarsianos del pie izquierdo se levantan del suelo.

Al iniciar esta primera fase, la pierna izquierda es la encargada de soportar el peso del cuerpo y gradualmente debe ir transmitiéndolo a la pierna derecha. La consideración tomada para la solución fue que la forma como se distribuyen las reacciones del tobillo izquierdo es lineal y dependiente el tiempo. Por otra parte, las reacciones en el tobillo derecho deben ir aumentando de forma gradual y de la misma forma como decrecen las reacciones en la pierna izquierda.

**7.3.2 Apoyo simple de la pierna derecha.** La fase de apoyo simple de la pierna derecha comienza en el instante posterior que los metatarsianos del pie izquierdo dejan de hacer contacto con la superficie; es decir, que la pierna izquierda empiece su etapa de balanceo. Finaliza en el momento en el que la el talón de la pierna izquierda hace contacto nuevamente con la superficie.

La consideración hecha para el sistema en esta etapa del ciclo de marcha es que las reacciones presentes en el tobillo izquierdo –pierna en balanceo- son despreciables. Por ende, todo el valor de las reacciones representadas en las ecuaciones diferenciales están soportadas por las reacciones en el tobillo derecho.

**7.3.3 Segunda fase de doble apoyo.** Al igual que en la primera etapa de doble apoyo, ambos pies se encuentran en contacto con la superficie, solo que en este caso el talón del pie izquierdo es el que empieza haciendo el contacto con la superficie. En esta fase, la pierna izquierda es la que brinda el apoyo para que el pie derecho inicie su etapa de balanceo. Esta finaliza cuando los metatarsianos del pie derecho hacen su despegue de la superficie.

A diferencia de la primera fase de doble apoyo, aquí la pierna portante es la derecha y es esta quien debe ir transmitiendo la carga a la pierna izquierda. Para la distribución de fuerzas se utilizó la misma suposición lineal que se utilizó en la primera fase de apoyo doble. Es decir, la pierna que disminuye su fuerza es la pierna derecha, y la izquierda es la que aumenta su fuerza soportada. Al final del periodo la pierna portante es la izquierda.

**7.3.4 Apoyo simple pierna izquierda.** Finalmente, esta fase comprende el momento en que la pierna derecha está en completa etapa de oscilación. Es decir, es el momento comprendido entre el levantamiento de los metatarsianos del pie derecho y el contacto del talón del mismo pie para finalizar el ciclo de marcha.

Durante la fase de apoyo simple de la pierna izquierda se toman las mismas consideraciones estimadas durante el apoyo simple de la pierna derecha, solo que

durante esta etapa las reacciones actuantes en ésta se considera como despreciable.

En el Anexo X se encuentra más explícito lo que se expuso en la sección anterior.

## 7.4 SOLUCIÓN DEL SISTEMA

Ec. 37 Sistema de ecuaciones para la solución del sistema

$$\begin{bmatrix}
 1 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -l_2 \text{sen}(q_3) & l_2 \text{cos}(q_3) \\
 0 & 1 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -l_3 \text{sen}(q_2) & l_3 \text{cos}(q_2) \\
 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & -1 & 1 & 0 & 0 & 0 & l_3 \text{sen}(q_5) & -l_3 \text{cos}(q_5) \\
 0 & 0 & 0 & 0 & -1 & 1 & 0 & 0 & l_2 \text{sen}(q_6) & -l_2 \text{cos}(q_6) \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 1 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 & 1 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1
 \end{bmatrix}
 \cdot
 \begin{bmatrix}
 T_2 \\
 T_3 \\
 T_4 \\
 T_{44} \\
 T_{33} \\
 T_{22} \\
 R_{x1} \\
 R_{y1} \\
 R_{x2} \\
 R_{y2}
 \end{bmatrix}
 =
 \begin{bmatrix}
 Q_2 \\
 Q_3 \\
 Q_4 \\
 Q_{44} \\
 Q_{33} \\
 Q_{22} \\
 Q_{55} \\
 Q_{66} \\
 K^*Q_{55} \\
 K^*Q_{66}
 \end{bmatrix}$$

## 8 DESCRIPCIÓN GENERAL DEL CÓDIGO DESARROLLADO

Para la utilización del código es necesario el ingreso de diversos datos que son los que lo alimentan y permiten la generación de resultados finales tales como velocidad, aceleración, fuerzas y torques.

Sin embargo, estos datos requieren estar en sintonía con el código planteado. En el caso del video, es importante utilizar uno que tenga un formato de compresión válido para MATLAB (Intel Microsoft Video 1, Run-Length Encoding, Cinepak, Intel Indeo o none), y además que este sea AVI como tipo de archivo.

Adicionalmente a las características de formato y tipo de archivo, se requiere que el video contenga la información referente a ciclo y medio de marcha como mínimo y que los marcadores empleados no generen ningún tipo de parpadeo.

El código desarrollado consiste en una serie de archivos los cuales cumplen funciones específicas sin perder la relación que existe con el anterior. Los archivos que componen al bloque funcional son en su orden:

- Video: Es el encargado de la manipulación directa del video previamente grabado con el fin de obtener las coordenadas de las articulaciones, con las que se calculan los centroides de los segmentos (extremidades), los ángulos entre estos, la relación existente entre pixeles y metros (constante de proporcionalidad) y también permite determinar la duración y fijar algunos

parámetros importantes del ciclo de marcha. (Inicio y fin del ciclo de marcha, inicio y fin de la segunda fase del doble apoyo, que se determina cuando el pie se encuentra totalmente horizontal, determina cuando el talón del pie derecho se levanta).

Adicionalmente, el código permite generar la matriz de coordenadas de la pierna izquierda utilizando la asunción de una marcha simétrica (las coordenadas de la pierna derecha son las mismas que las de la izquierda en otro momento del ciclo de marcha). Con ésta se genera la matriz de centroides y la de los ángulos relativos.

- Cálculo de las coordenadas Generalizadas: Con el código lo que se pretende es -a partir de las coordenadas de las articulaciones de las extremidades calculadas previamente- calcular el ángulo que genera cada uno de los segmentos respecto a la horizontal.
  
- Coordenadas de los centroides: Calcula la distancia de los segmentos y la longitud a los centroides a partir de su coordenada distal (esto es necesario para el cálculo de los torques). Con el fin de generar una información completa, en este código se realiza la determinación del centro de masa del cuerpo para que el usuario la pueda visualizar.
  
- Aceleración del centro de masa corporal: Este código es el encargado de calcular la velocidad y la aceleración instantánea del centro de masa del cuerpo.

- Aceleración de las articulaciones pierna derecha: Permite que se genere la velocidad y aceleración angular relativa entre los segmentos de las extremidades.
- Velocidades angulares y traslacionales: En este código se realiza el cálculo de la velocidad y la aceleración de las coordenadas generalizadas y la velocidad y aceleración de los centroides de los segmentos del cuerpo.
- Inercias de los segmentos: Para el cálculo de las energías es necesario calcular los momentos de inercia de cada segmento. El procedimiento es realizado en este código. Para este paso, no se presenta un diagrama de flujo, ya que consta de una sola etapa entre la entrada de datos y la salida de resultados.
- Cálculo de energías LaGrange: Cuando ya se tiene toda la información anterior, lo que se hace es utilizarla para los cálculos de los torques para cada una de las articulaciones y las fuerzas horizontales y verticales del tobillo durante las fases del ciclo de marcha, a partir de un modelo de energía propuesto por LaGrange y cuyas expresiones se encuentran desarrolladas en el capítulo 7. Para mayor información sobre el desarrollo del código, remítase al Anexo X al final del libro.

## **9 DISEÑO DEL EMULADOR DE TOBILLO**

### **9.1 PARÁMETROS Y REQUERIMIENTOS PARA EL DISEÑO MECÁNICO DEL EMULADOR**

Para todo diseño mecánico es necesaria la recolección de datos cuantitativos y cualitativos para determinar las condiciones y requerimientos de diseño. El paso a seguir es analizar y evaluar esta información y emplearla como herramienta durante el proceso de selección en la etapa diseño.

En el caso del diseño de una prótesis se encuentran diversas necesidades del paciente que abarcan desde la estética, hasta la seguridad y fabricación de la misma. Sin embargo, para el proyecto desarrollado, muchos de estos parámetros no son relevantes debido a que el emulador propuesto abarca solo la primera fase en el proceso de diseño.

En el diseño del emulador de tobillo articulado, parámetros como estética y confort no tienen la misma importancia como la tendría la seguridad y la funcionalidad, sin despreciar sus facilidades de fabricación. La estética y el confort se encuentran ligados directamente a la estructura del pie, la cual se encuentra ajena a los objetivos planteados en este proyecto. En cambio, la seguridad y la fabricabilidad son de suma importancia debido a que es necesario brindarle la confianza al paciente y su rápida fabricación del emulador.

En este orden de ideas, la fase del diseño busca la reproducción del movimiento del pie en el plano sagital y a su vez brindar la posibilidad de realizar montajes a

dispositivos protésicos mediante elementos de unión estándar que se encuentran en el mercado, optando por integrar funcionalidad y seguridad al paciente, sin olvidar parámetros importantes como lo son la fabricación e instalación.

Las condiciones ineludibles para satisfacer las necesidades del proyecto consisten en un dispositivo que emule movimiento del pie en el plano sagital. Este es el parámetro principal del dispositivo. Así, la validación del emulador consiste en la instalación de éste a un paciente amputado por debajo de la rodilla para observar su comportamiento cinemático. En consecuencia, es necesario garantizar su integridad y minimizar la posibilidad de accidentes. Por último, el emulador propuesto debe ser de fácil fabricación e instalación para agilizar el proceso de validación y permitir la ejecución de correcciones, de ser necesarias.

Los parámetros como confort, estética, peso, costos, entre otros, no están descartados por completo y no indica que no sean necesarios en el desarrollo de una prótesis; sin embargo, estos indicadores se manejan más que todo, pensando en el usuario y no son de trascendencia en el momento de realizar la investigación sobre la articulación. Por consiguiente, estos parámetros son necesarios, si y solo si, se va a realizar el diseño formal de una prótesis; de lo contrario, se pueden omitir y enfocar los esfuerzos directamente hacia el desarrollo de la articulación.

**9.1.1 Movimientos del pie.** El pie, como estructura funcional, tiene alrededor de ocho movimientos principales en sus tres planos que buscan brindar seguridad, confort, estabilidad y la rotación propia del pie en el desarrollo de una marcha natural. A continuación se describen uno a uno:

- Abducción-Adducción. Este movimiento es el encargado de la rotación del pie alrededor del eje de la tibia. Durante la marcha es apenas apreciable y tiene como finalidad ampliar la base de sustentación, como se explica en el Anexo II. Adicionalmente, este movimiento se ejecuta sobre el plano transversal el cual no es el objetivo analizar. Debido a esto y a la carencia del movimiento en la marcha, no se tendrá en cuenta en el momento del diseño del emulador.

- Inversión- Eversión. Es el movimiento característico del pie en el plano frontal, describe la rotación del pie tomando como eje la extensión del mismo. Durante la marcha, le permite acomodarse a superficies irregulares y generar una rotación suave en la ambulación. De todos los movimientos es el que menor rango de movimiento presenta y solo es apreciable en el plano frontal. Para mayor información sobre este movimiento remítase al Anexo II. Debido a lo anterior, este movimiento no se tendrá en cuenta en el momento del diseño del emulador.

- Dorsiflexión-Flexión Plantar. Es el movimiento encargado de generar la rotación del pie en forma ascendente y descendente en torno a un eje que atraviesa el tobillo. Este movimiento se asemeja al comportamiento de una bisagra simple permitiendo adoptar posturas que le permitan atacar la superficie y el apoyo del peso. Este movimiento es apreciable solamente en el plano sagital y es el principal movimiento para la traslación del cuerpo durante la marcha. Para mayor información de este movimiento diríjase al Anexo II. Debido a la importancia del movimiento durante la marcha además de ser apreciable en el plano sagital, este movimiento se tendrá en cuenta para el desarrollo del emulador.

- Pronación-Supinación. Este movimiento es la combinación de tres de los movimientos anteriores; por ende, es de carácter triplanar. En el caso de la

pronación, se entiende como la combinación de la dorsiflexión, abducción y eversión. La supinación es la combinación de flexión plantar, adducción e inversión. Lo anterior se da gracias a que los ejes de rotación del pie no son ortogonales con los planos principales del cuerpo, sino que presentan una inclinación en los tres ejes. Un análisis más cuidadoso de este movimiento se halla en el Anexo II.

Finalmente, este movimiento se tendrá en cuenta parcialmente para el desarrollo del emulador pues solo se analizará el movimiento presente en el plano sagital; es decir, la flexión plantar y dorsiflexión.

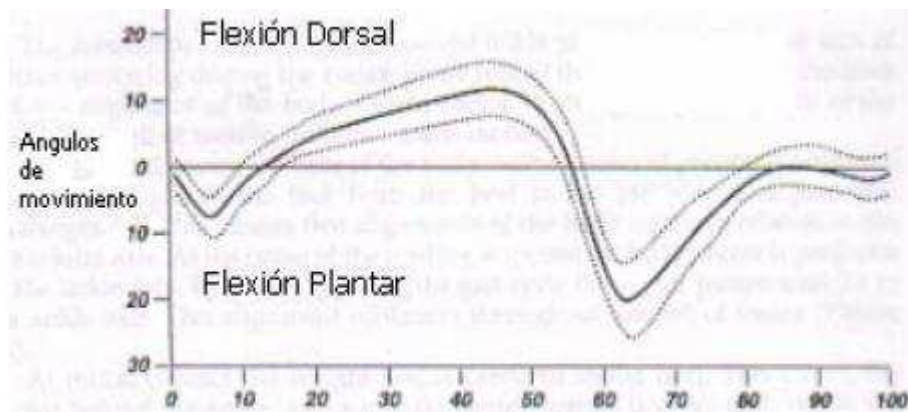
Ya estudiados, aclarados y diferenciados cada uno de los movimientos del pie en torno a los planos del cuerpo, se observa que el movimiento más relevante en el plano sagital durante el ciclo de marcha es la dorsiflexión y la flexión plantar. A continuación se explicará más a fondo este movimiento.

**9.1.2 Parámetros cinemáticos de la flexión dorsal y plantar en el diseño.** La dorsiflexión es el movimiento del pie cuando éste rota alrededor de un eje que atraviesa la articulación del tobillo, generando el acercamiento del pie hacia la pantorrilla. Por el contrario, en la flexión plantar, el pie rota alrededor de un eje que atraviesa la articulación del tobillo. Este movimiento genera un distanciamiento entre el pie y la pantorrilla.

Desde luego, a lo largo del ciclo de marcha, el movimiento de flexión del pie tiene un comportamiento característico debido a la acción combinada de los músculos, los ligamentos y los tendones. Se describe bajo una curva que presenta la

evolución del ángulo relativo entre la tibia y el pie en función del tiempo. Allí se puede apreciar cuando el pie se encuentra en la fase de flexión plantar y cuando en flexión dorsal, lo cual permite ver su comportamiento durante la marcha. Esta curva se presenta a continuación en la Figura 21.

Figura 21. Curva ángulo contra porcentaje del ciclo de marcha durante la flexión plantar y dorsal. (Tomado de POLANCO GUTIÉRREZ, Ana María. Modelo biomecánico del pie para análisis de marcha humana. Universidad de Los Andes. 2004. p.17.)



En la gráfica anterior, se presenta un eje de referencia o ángulo cero, que se define como el ángulo relativo entre la tibia y el pie, en el que este hace contacto con la superficie en el inicio del ciclo de marcha. Este ángulo de ataque, para una marcha natural, usualmente se define con un valor de 90 grados y se denomina como la posición neutra del pie.

En la primera parte del ciclo de marcha, más exactamente en el contacto del talón y el apoyo del pie comprendiendo aproximadamente el 7% del ciclo de marcha, el pie inicia en posición neutra y finaliza esta etapa con el pie en flexión plantar con

un ángulo aproximado de  $8^{\circ}$ . En este instante, la superficie plantar se encuentra completamente descansada sobre el piso.

Una vez el pie está completamente extendido sobre el piso, se da inicio al apoyo medio. En esta fase es cuando se transfiere la carga de una pierna a la otra; la bóveda plantar se acomoda a la superficie y la tibia ahora es quien empieza a rotar sobre la cabeza del astrágalo. Esta etapa comprende desde el 7% hasta el 48% del ciclo de marcha. Al finalizar, la dorsiflexión se aproxima a un valor de 10 grados.

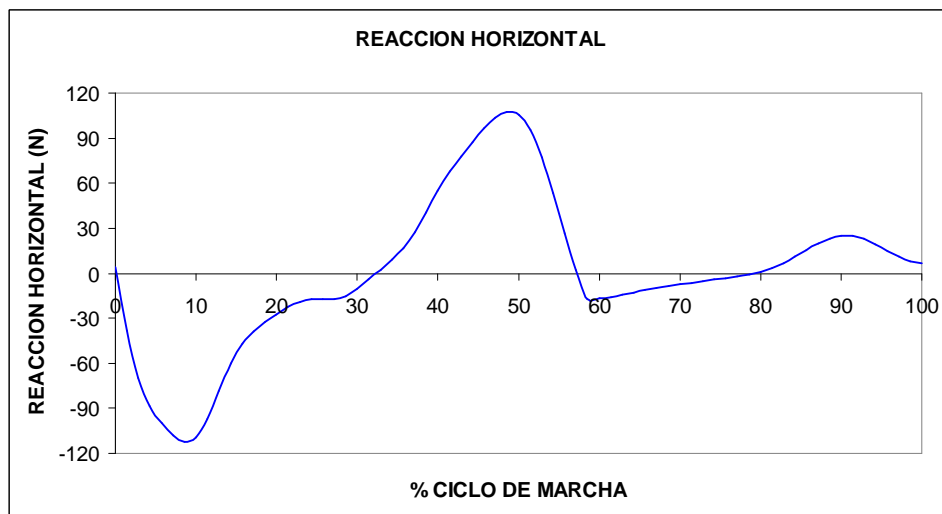
Al llegar al final de la fase de apoyo -es decir, cuando el ciclo de marcha comprende desde el 48% hasta el 62%- se produce la elevación del talón al tiempo que la tibia permanece cuasi estática. Este movimiento genera una disminución de la flexión dorsal y produce un rápido cambio del ángulo relativo entre los segmentos al pasar de un valor aproximado de 10 grados en flexión dorsal a un valor aproximado de  $20^{\circ}$  en flexión plantar.

Posteriormente, se observa la fase de balanceo del pie que comprende la zona de aceleración de la pierna, velocidad constante y la desaceleración de la misma. Sin embargo, en esta curva no se pueden detectar los tres comportamientos debido a que estos sólo dependen del movimiento de la cadera y son independientes del tobillo. No obstante, se puede observar la rotación del pie buscando alcanzar su equilibrio, es decir el ángulo neutro. Este movimiento abarca aproximadamente la mitad del tiempo del ciclo de balanceo, mientras que en el tiempo restante el pie queda prácticamente bloqueado en espera de contactar contra el piso.

**9.1.3 Análisis cinético de la articulación del tobillo.** Las fuerzas externas actuantes en el sistema corresponden a las reacciones generadas sobre la superficie de apoyo, cuyos efectos se detallaron en el Anexo III. En este análisis cinético se detallan las fuerzas actuantes y el torque en la articulación del tobillo, para un estudio realizado por el doctor David A. Winter en la Universidad de Waterloo.<sup>14</sup>

- Fuerza horizontal

Figura 22. Curva de fuerza horizontal contra porcentaje del ciclo de marcha para una persona de 80kg.



La primera parte del ciclo de marcha, desde el contacto del talón con la superficie hasta que este queda completamente horizontal sobre ella, el pie empieza a experimentar una fuerza horizontal que va en contra de la dirección del

---

<sup>14</sup> *Ibíd.*, p.18

movimiento del cuerpo. Esta fuerza advierte un incremento gradual, proporcional al peso del cuerpo que se va asentando sobre ella. La figura de arriba muestra que alrededor del 7% del ciclo de marcha la fuerza horizontal equivale aproximadamente a 90N en sentido contrario al movimiento del cuerpo. (Datos para una persona de 56 Kg).

Posteriormente, inicia la fase de apoyo medio en la que se presentan dos picos y el cambio de dirección de la fuerza. El primero se debe al aumento del peso a soportar por la articulación del tobillo. Después de un corto tiempo este empieza a disminuir. El descenso se da debido a la disminución de la distancia horizontal del centro de masa con respecto al tobillo. Este acercamiento continúa hasta lograr sobrepasarlo, aproximadamente al 32% del ciclo, lo cual implica el cambio de la dirección de la fuerza.

Continuando el movimiento traslacional del centro de masa, la fuerza horizontal empieza a aumentar gradualmente debido a que el centro de masa se aleja de la articulación del tobillo (el peso se encuentra completamente apoyado durante sobre el pie toda esta fase de la marcha). Al final de esta fase se aprecia una reacción horizontal aproximada de 100N.

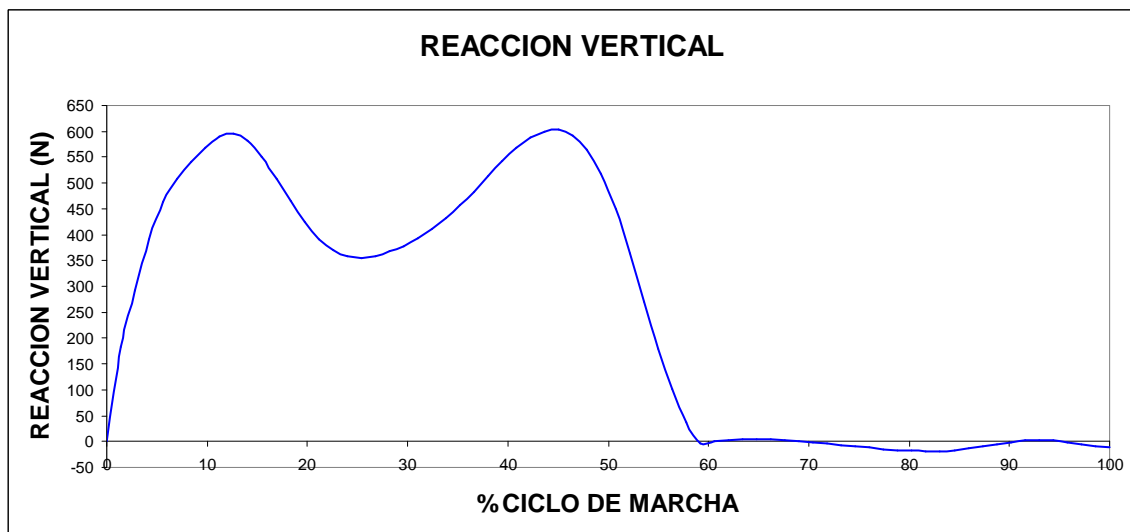
Finalmente, en la fase de propulsión y despegue del pie se observa una reducción de la magnitud de la reacción. Esto es gracias a que parte del peso a soportar se empieza a distribuir entre las dos piernas. Sin embargo, al finalizar esta fase -cerca del 60% del ciclo de marcha- la reacción vuelve a invertir su dirección. Esto se presenta debido al impulso que producen los dedos del pie en el despegue.

Solo resta señalar el período perteneciente a la fase de oscilación. Esta fuerza es menor a las estudiadas durante la fase de apoyo y corresponden solamente al efecto dinámico de la masa del pie suspendida durante la oscilación de la pierna.

#### - Reacción vertical

Una vez visto y analizado el comportamiento de la reacción horizontal durante el ciclo de marcha, se procede a hacer el mismo tratamiento a la reacción vertical. Como era de esperarse, las magnitudes de esta reacción son mayores a su homóloga horizontal, puesto que en ella actúan directamente los pesos y las aceleraciones de los segmentos.

Figura 23. Curva de carga vertical versus porcentaje del ciclo de marcha para una persona de 80kg.



Desde que inicia el ciclo de marcha, hasta que la longitud del pie está completamente extendida sobre el piso (7% del ciclo de marcha), la reacción

empieza aumentar de forma gradual a medida que se traslada el peso de una pierna a la otra.

El aumento de la reacción vertical muestra un comportamiento similar a una línea recta, pudiéndose afirmar que, la suposición tomada para el cálculo de estas fuerzas en el programa, entrega una solución acorde con el comportamiento real. Al finalizar la etapa de apoyo, presenta un valor aproximado de 500 N para el estudio realizado por el doctor Winter.

Posteriormente, inicia la fase de apoyo medio. A medida que esta se desarrolla, se observa un pico alrededor del 14% del ciclo de marcha debido al efecto del peso de 550N (56kg), y al efecto inercial del cuerpo, especialmente del tronco y la pierna oscilante. Es decir, a medida que la otra pierna inicia su etapa de balanceo, empieza a ganar velocidad producto de un aumento gradual de la aceleración. Por consiguiente, el efecto dinámico de la pierna que empieza su etapa de oscilación hace que la reacción vertical aumente entre un 10% y un 20% del peso total.

En este instante, la pierna en oscilación empieza generar un impulso ascendente y produce una disminución de la reacción vertical. Esta baja equivale al 20% del peso y se encuentra aproximadamente en el punto medio de la fase. En la sección final, el impulso de la pierna en oscilación disminuye debido a su desaceleración gradual en la aproximación del talón a la superficie.

Seguidamente, se da inicio a la fase de propulsión. En ella se da apertura a la recepción del peso por parte de la otra pierna, generando una disminución de la reacción vertical en el tobillo. Este comportamiento se asemeja al descrito en la

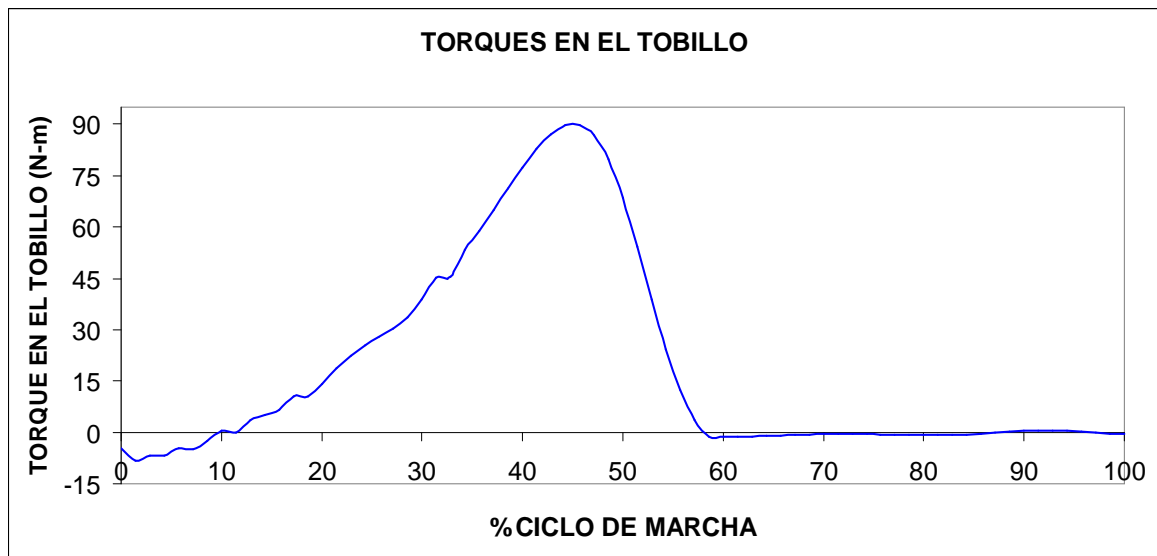
fase de contacto inicial, aunque, el comportamiento de la distribución de carga es descendente.

Finalmente, al hablar del período de oscilación la reacción vertical es prácticamente despreciable.

- Torque en la articulación del tobillo

En la etapa final del análisis cinético se describirá el torque presente en la articulación del tobillo. La siguiente figura muestra la evolución que tiene en torno al porcentaje del ciclo de marcha.

Figura 24. Curva de torque contra porcentaje del ciclo de marcha para una persona con un peso de 80kg.



La etapa inicial del ciclo de marcha, donde el talón empieza a hacer contacto sobre la superficie hasta el momento en el que la extensión del pie descansa

sobre ella (aproximadamente el 7% inicial del ciclo de marcha como se indica en el Anexo III), la reacción del centroide se encuentra ligeramente por delante de la articulación del tobillo. Ello hace que se produzca un momento que hace mover el pie en flexión dorsal. Su duración es de aproximadamente 10Nm. En esta fase el momento disminuye gradualmente mientras el pie hace contacto con el piso. Aproximadamente al llegar al 14% del ciclo de marcha ya ha terminado la flexión plantar, (que se encontraba en un ángulo neutro) y el momento que la produce.

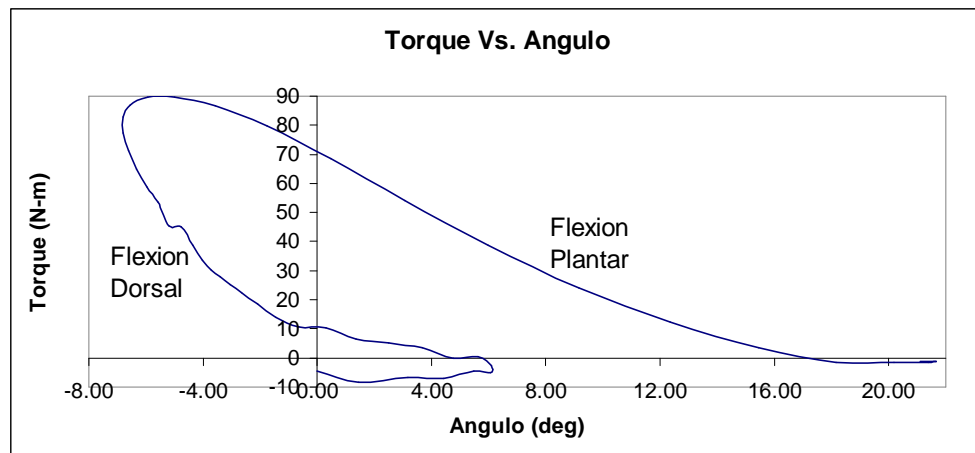
A medida que el cuerpo hace su progresión hacia adelante –en un rango comprendido entre el 14% al 48%- el pie debe proporcionar un desplazamiento suave y seguro del centro de masa del cuerpo, evitando que la persona caiga en forma descontrolada y regulando la velocidad. Al finalizar esta fase del ciclo, se encuentra el mayor valor del torque en el tobillo y en todas las articulaciones, debido a la lejanía en la que se encuentra el centro de masa del tobillo y adicionalmente, a que todo el peso se encuentra soportado por una sola pierna. En la curva anterior se puede observar un incremento gradual del momento, hasta que, alrededor del 48% del ciclo de marcha adquiere su valor más alto de 90 Nm.

Posteriormente se da el inicio de la fase de propulsión que inicia con el despegue del talón y finaliza con el levantamiento del pie del piso. Esta comprende del 48% hasta el 62% del ciclo, permitiendo observar un rápido descenso del torque en el tobillo. Lo anterior se da debido a la disminución acelerada de la carga a soportar por la pierna. Cabe resaltar que en esta fase todo el peso presente en el pie se encuentra soportado por la cabeza de los metatarsianos.

Lo anteriormente explicado fue la curva de torque en función del tiempo, lo cual nos sirve para apreciar su comportamiento durante el ciclo de marcha, pero no

indica claramente en qué posición se encuentra el tobillo. Es por esto que se recomienda trabajar con la curva de torque contra ángulo para así determinar el torque máximo en cada movimiento del pie.

Figura 25. Curva de torque contra ángulo para una persona de 80kg.



En la curva anterior se puede observar que el torque en la primera flexión plantar se mantiene casi constante. Sin embargo, este valor es muy pequeño al compararlo con los demás. Esto indica que para este instante, el torque requerido es simplemente para controlar el movimiento del pie y generar un movimiento suave.

Posteriormente se observa el incremento del torque, donde el máximo valor se presenta en la flexión dorsal. Dicha medición se da aproximadamente a los 6 grados con un valor cercano a los 90 Nm., para finalizar, con un descenso gradual del torque mientras el pie se acerca a la zona de despegue. Este descenso inicia aproximadamente a los 0° de flexión plantar y finaliza con un valor aproximado de 20°.

El análisis expresado anteriormente corresponde a datos elaborados a partir de una prueba realizada con un paciente en condiciones normales, con una altura aproximada de 1.6m y una masa de 56.9Kg. Sin embargo, el emulador se diseñó para una persona con un peso de 80Kg y altura de 1.8m. Los resultados entregados por WalkLabV1.0 son:

Figura 26. Curva de torque contra porcentaje del ciclo de marcha realizada por WALKLAB v1.0 con una persona de 80kg.

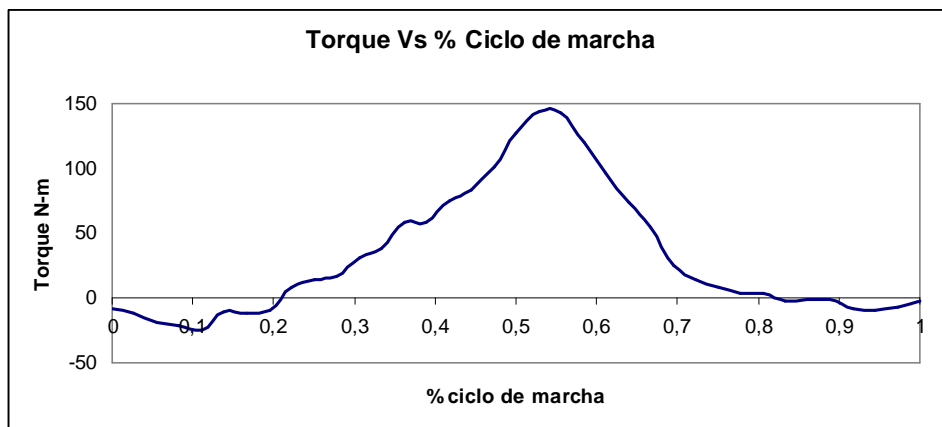


Figura 27. Curva de la fuerza horizontal contra porcentaje del ciclo de marcha realizada por WALKLAB v1.0 con una persona de 80kg.

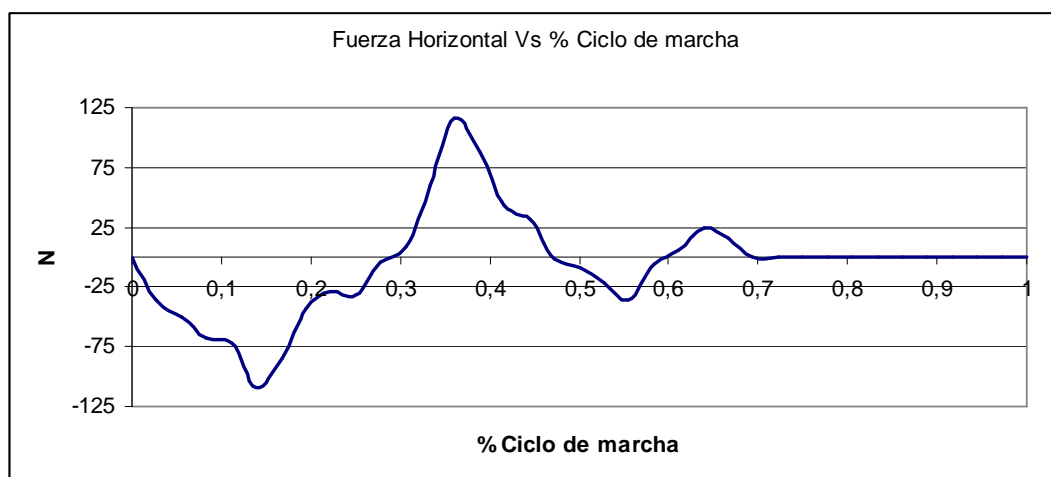
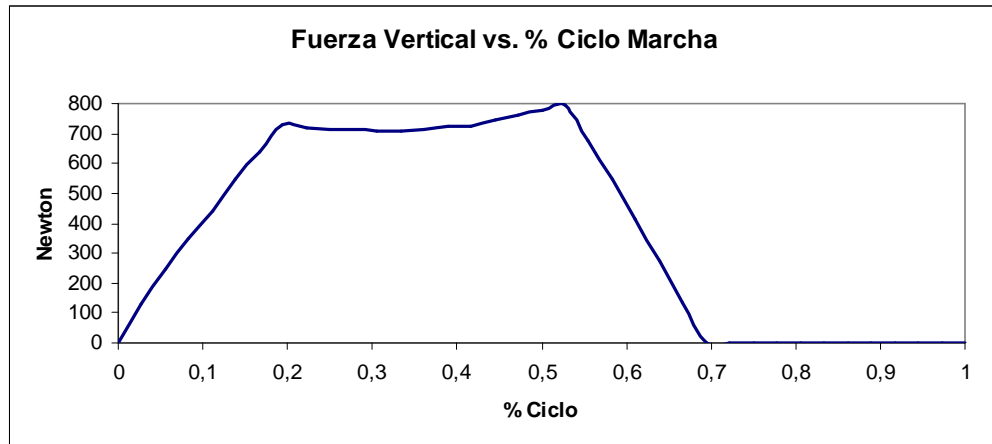


Figura 28. Curva de la fuerza vertical contra porcentaje del ciclo de marcha realizada por WALKLAB v1.0 con una persona de 80kg.



**9.1.4 Resumen cinético y cinemático.** En resumidas cuentas, de las gráficas anteriores se puede abstraer la siguiente información:

- Torque máximo para la flexión plantar inicial de 20Nm en un ángulo aproximado de 6 grados.
- Torque máximo de flexión dorsal, para este caso se hizo una proporción del el torque durante esta etapa, llegándose a 150Nm en un ángulo de 8 grados.
- Torque máximo en la segunda flexión plantar de 80Nm para un ángulo de 0 grados.
- Torque mínimo en la segunda flexión plantar de 0 Nm para un ángulo de 20 grados.

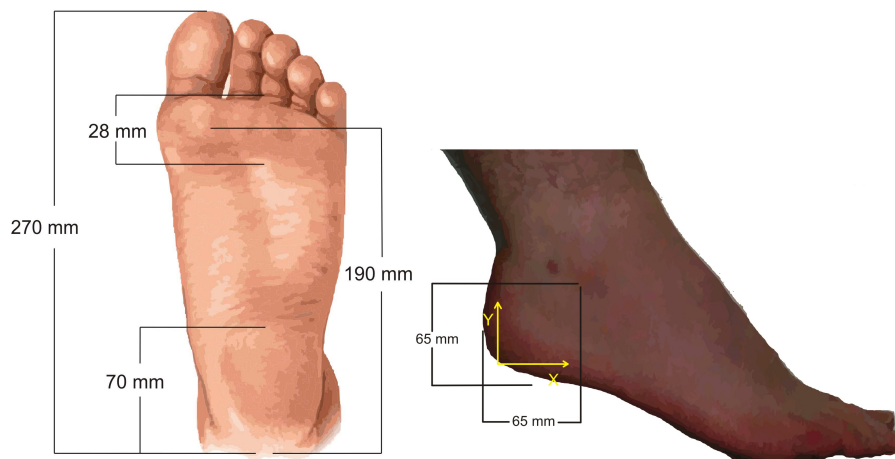
Cabe resaltar, que para lograr una articulación que genere todos los movimientos y sus respectivos torques, es necesario instalar un dispositivo que la posición neutra del pie genere un torque considerable, por ejemplo un motor paso a paso.

Sin embargo, como el estudio es cinemático, la instalación de resortes es válida para simular el comportamiento del pie.

**9.1.5 Ergonomía del pie.** Otro parámetro de importancia para el diseño del emulador es la geometría del pie, con el fin de tener un emulador que copie sus movimientos y que al mismo tiempo tenga una apariencia similar al pie.

Sin embargo, recrear a cabalidad la geometría del pie debido, resultaría una tarea muy compleja; por consiguiente, se tomaron los principales parámetros geométricos del pie durante la marcha. Entre ellos se encuentran el área del talón y las cabezas de los metatarsianos, la posición vertical y horizontal del tobillo, el ángulo en el momento del despegue, y por último, la altura que debe tener el pie para que se pueda instalar a una persona amputada sin que se generen molestias. (Un pie muy corto o muy alto.)

Figura 29. Dimensiones principales del pie consideradas para el diseño del emulador.



## **9.2 SELECCIÓN DE LA SOLUCIÓN**

Una vez definidos los parámetros de diseño, como lo son los ángulos, fuerzas y ergonomía, se continúa con la fase de diseño mediante el surgimiento de diversas propuestas. Estas fueron sometidas a un proceso de selección y clasificación, para finalizar con la selección de la mejor.

El proceso lo conformaron cuatro fases. La primera se trabajó mediante propuestas individuales para los dos sistemas principales del pie (articulación del tobillo y estructura del pie), buscando la generación de alternativas sin limitaciones de montaje ni apariencia. Durante esta etapa se lograron obtener 10 propuestas de las cuales se seleccionaron las cuatro mejores.

La siguiente fase consistió en la creación de propuestas a partir de los subsistemas planteados. Lo que se pretendía era mezclar cada tobillo con cada pie, y así lograr obtener 12 propuestas diferentes del emulador, que posteriormente se sometieron a un proceso de selección y clasificación. Al finalizar esta etapa se obtuvieron las dos mejores y se modelaron en una herramienta CAD, SOLIDWORKS 2007.

Al tener las propuestas modeladas se llevó a cabo la tercera selección que se basó en los análisis ergonómicos de las mismas, y consistió en acomodar la geometría a los parámetros antropométricos del pie. Al finalizar la etapa se seleccionaron las propuestas que cumplieran con esta condición.

Finalizando esta fase, se analizaron los esfuerzos de cada elemento y la posibilidad de su fabricación verificando la resistencia de cada dispositivo. Al concluir el análisis se obtuvo la propuesta ganadora que fue fabricada y probada.

A continuación se detallarán un poco más fondo las cuatro etapas por las que pasó el proceso de diseño del emulador.

**9.2.1 Primera selección.** Consistió en el análisis por separado de cada subsistema del pie. Con ello se pretendía dar origen a diversas propuestas y alternativas sin limitaciones ni restricciones de montaje.

Para las propuestas del pie se buscó garantizar una buena estabilidad, una buena resistencia, un bajo peso y una fácil fabricación. Todas pretendían la emulación del movimiento de los dedos o al menos suplir la función de estos.

Al hacer una inspección general de las propuestas se pudo observar que las mejores soluciones apuntaban a la utilización de una platina en la geometría del pie. Las ventajas que se observaron fueron: la capacidad de soportar carga, la facilidad de fabricación y la capacidad de soportar cargas de choques. La desventaja radicaba en la poca similitud que este modelo tenía con respecto a la geometría de un pie.

Continuando con la generación de ideas, las propuestas del emulador de tobillo buscaban una alta seguridad (brindando la confianza de la articulación), la generación del torque necesario, y el cumplimiento de los parámetros de movimiento de la articulación durante la marcha.

En el análisis de las propuestas, se pudo identificar que la generación del torque se podría hacer mediante cuatro sistemas. El primero era mediante la utilización de resortes helicoidales que brindan una excelente fuerza y buena deformación. La segunda era mediante sistemas de resortes de torsión, los cuales brindan una excelente deformación y una buena fuerza. La tercera consistía en la utilización de placas tipo muelle, que brindan una excelente fuerza pero poca deformación; y, por último, con la utilización de elementos poliméricos tipo liga o caucho, que brindan poco peso y buena fuerza.

Con respecto a esta última, se pudo observar que la utilización de elementos poliméricos tipo liga genera una alta inseguridad por la posibilidad de ruptura que tienen ellos. El elemento polimérico tipo caucho es necesario confinarlo para la generación de la buena fuerza, lo cual implica un aumento del peso y la dificultad de la instalación. Las propuestas de placa tipo muelle, generan una excelente fuerza pero tienen una limitación y es que, para deformaciones considerables, los esfuerzos son elevados, entregando factores de seguridad bajos, lo que hace que se descarte el empleo de estos. Por consiguiente, las propuestas ganadoras constan de resortes helicoidales y de torsión.

Sin embargo, esta selección se hizo mediante la utilización de una tabla con valores ponderados, los cuales le otorgan la calificación de la propuesta al ser analizada con un parámetro del diseño. Estas propuestas fueron sometidas a los siguientes criterios junto a su valoración.

Tabla 5. Criterios de selección para el tobillo.

TOBILLO	
Condición	Puntuación
Fácil Fabricación	0.22
Número de piezas	0.44
Instalación al pie	0.67
Rango de Movimiento	1.56
Torque	1.78
Seguridad	2.00
Materiales	1.33
Estética	1.11
Mantenibilidad	0.89

Tabla 6. Criterios de selección para el pie.

Pie	
Condición	Puntuación
Facil Fabricación	0.45
Número de piezas	0.76
Instalación de más componentes	0.91
Agarre a superficies	1.67
Control de Amortiguación	1.36
Estabilidad en superficies uniformes	1.52
Materiales	1.06
Estabilidad en superficies irregulares	0.15
Distribucion de la carga	0.30
Estetica	1.21
Mantenibilidad	0.61

9.2.2 **Segunda selección.** Finalizada la primera discriminación, se recogió la información necesaria para la generación de las propuestas conjuntas que consisten en la unión de cada propuesta ganadora del tobillo con las del pie.

Realizada la operación se obtuvieron 12 propuestas del sistema tobillo-pie. La justificación por la cual no aparecieron las 16, fue debido a la incapacidad de la instalación de alguna propuesta del tobillo con el pie, y por la similitud que presentaban algunas propuestas.

Las opciones que se obtuvieron cumplen con los parámetros a los que fueron sometidos en la primera selección. No obstante, algunas de ellas no se cumplen a cabalidad. Es por esto que fue necesario emplear, otro sistema de clasificación, (que consiste en la generación de una tabla que utiliza la puntuación de la propuesta para cada parámetro y la valoración de cada parámetro a analizar), según el nivel de importancia. Con estos datos se puede hacer una suma ponderada de los valores y se logra obtener las dos mejores propuestas.

Tabla 5. Parámetros para el análisis del sistema tobillo-pie.

TOBILLO - PIE		
Grupo	Condición	Puntuación
Seguridad	Materiales	1.20
	Estabilidad	1.60
	Antideslizante	0.80
	Estructura	0.40
Estetica	Confort	1.00
	Peso	0.80
	Apariencia	0.20
Fabricabilidad	mecanizable	0.70
	numero de piezas	0.20
	Materiales	0.50
	Ensamble	0.60
Mantenibilidad	Numero de piezas	0.80
	Materiales	1.20

Figura 30. Primera propuesta opcionada después de la segunda selección.

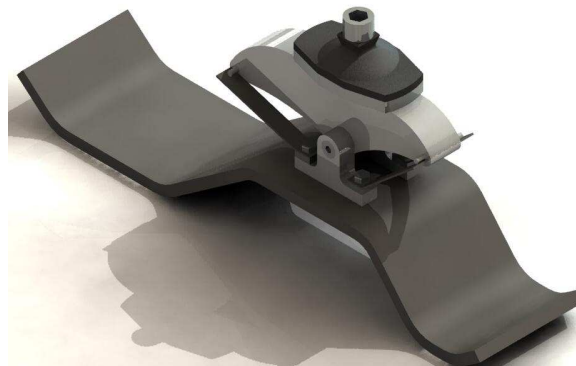
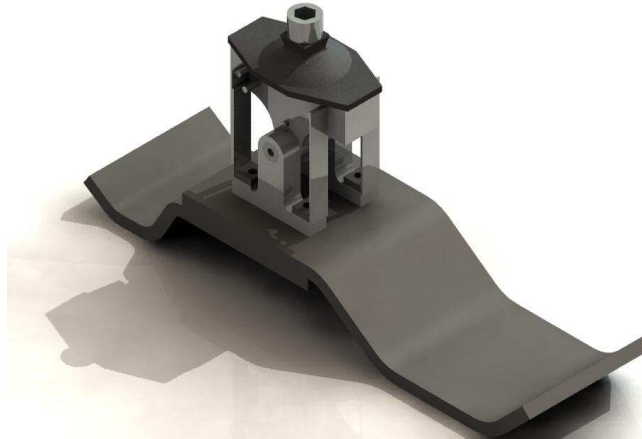


Figura 31. Segunda propuesta opcionada después de la segunda selección.



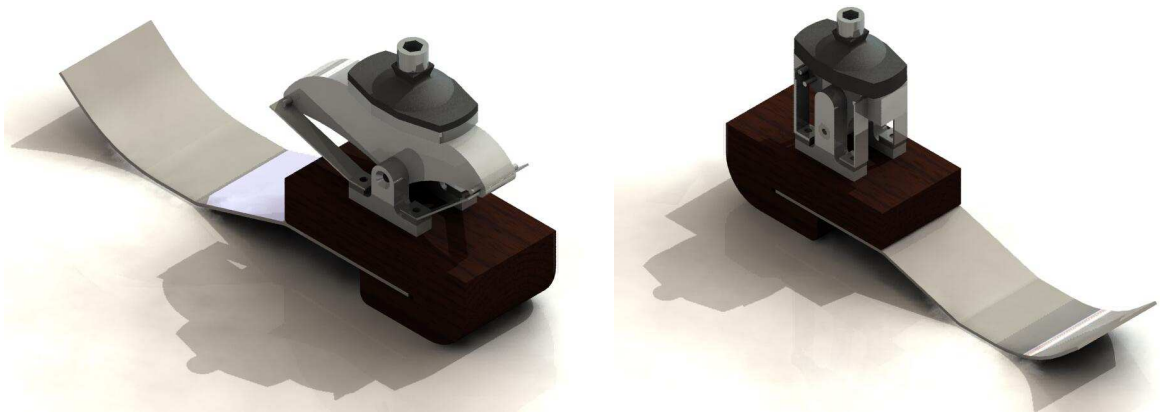
En las propuestas anteriores se puede observar la tendencia a utilizar una platina como elemento para el pie y la utilización de platinas como resortes. Adicionalmente, cada propuesta fue dibujada buscando generar los ángulos de rotación durante la marcha y obtener una geometría similar a la del pie. La platina inferior -la del pie- busca deformarse durante la ambulación para lograr copiar la deformación del arco medial durante la transición del peso. Mientras que las platinas laterales y verticales pretenden la generación de la fuerza necesaria para la aplicación del torque en el tobillo.

Cabe resaltar que la pieza superior, la que se encuentra atornillada al pie, es una pieza estándar. Esta pieza se puede adquirir comprándola a los distribuidores de Otto Bock Colombia, o cualquier otra empresa de prótesis.

**9.2.3 Tercera selección.** Al tener las propuestas seleccionadas mediante los parámetros cinemáticos, es necesario comprobar que la geometría propuesta cumpla con la antropometría del pie. Este análisis consiste en lograr acomodar la

geometría del emulador propuesto, a una que cumpla con las dimensiones del mismo.

Figura 32. Propuestas ganadoras en la fase uno y dos con las debidas modificaciones para cumplir la fase de análisis ergonómico.

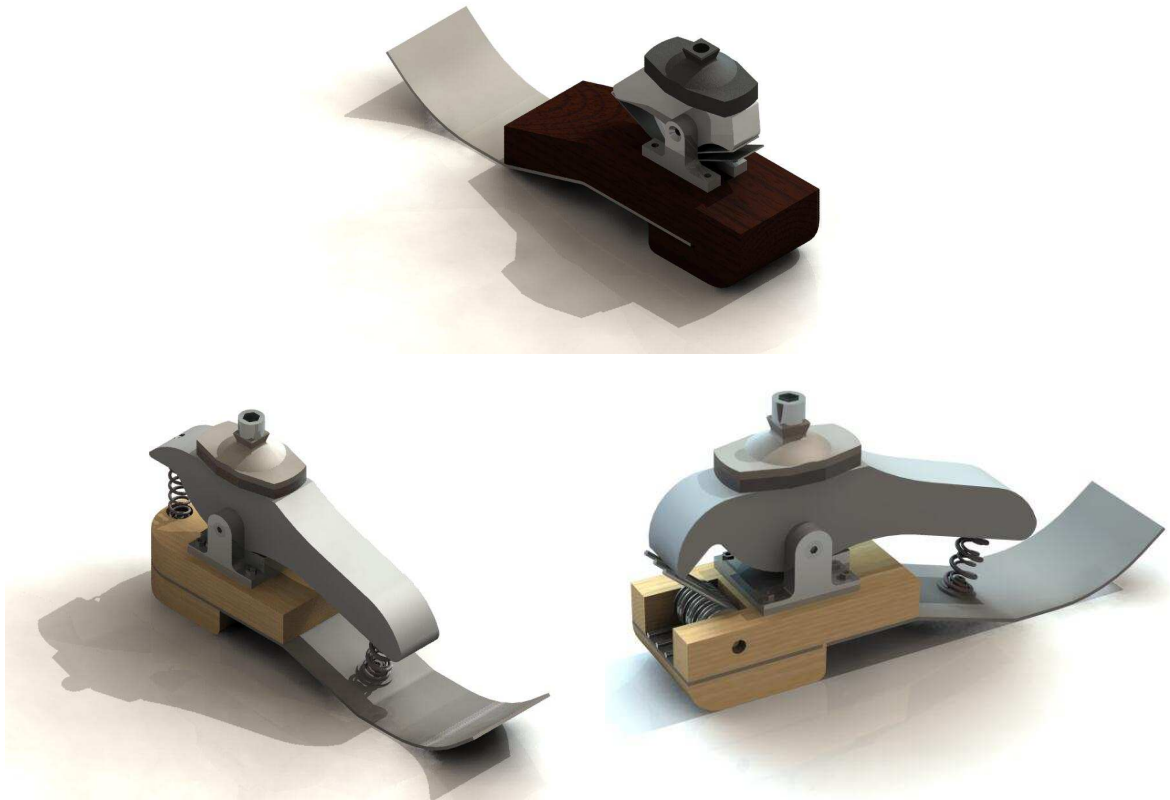


Lo primero que se hizo fue acomodar la platina para que en ella se lograra una buena sustentación, la cual es realizada mediante el apoyo del talón y cabeza de los metatarsianos, cumpliendo la longitud del pie. Al tener esta geometría acomodada, se instaló la articulación del tobillo que debe estar en una posición definida por la antropometría, buscando mantener el punto de la articulación en la misma posición de un tobillo natural. Sin embargo, hubo dificultad para lograr este objetivo por conceptos de fabricación y materiales, por lo que fue necesario el rediseño de las propuestas.

El rediseño busca mantener los mismos parámetros cumpliendo las condiciones ergonómicas del pie. Es por esto que se cambió su estructura funcional y adicionalmente se hicieron tres planteamientos basados en las propuestas anteriores.

Como se puede observar en la Figura 32, la modificación de la estructura del pie consiste en ampliarle la zona de instalación de la articulación sin pasar por alto la función del muelle y la gran área de sustentación del talón. Las ventajas que se observaron con estas modificaciones fueron: el cumplimiento de la anatomía del pie y el aumento del área de sustentación. Las desventajas guardan relación con el aumento del peso, la estructura se hizo más rígida en la fase del contacto inicial con el piso y además se requirió de una pieza adicional.

Figura 33. Propuestas generadas durante la tercera fase de selección.



La primera propuesta adicional, Figura 33, todavía conserva la generación del torque mediante platinas y tiene una estructura del pie idéntica a las anteriores. La

diferencia radica en el lugar donde se van a instalar los resortes y adicionalmente la geometría de la palanca.

Analizando la segunda y tercer propuesta adicionales, se obtuvo un cambio radical en la generación de la fuerza. Esta ya no consiste en la utilización de láminas tipo muelle, sino en el empleo de resortes helicoidales y de torsión. Otra gran diferencia fue el lugar de instalación de los estos. Ya no se hacen en la zona central del pie o en los mismos pivotes, sino que se instalaron en la zona media de la platina. Lo anterior se logró buscando disminuir la fuerza efectiva aplicada en los resortes, gracias al aumento del brazo, y por la posibilidad de generar una geometría más parecida al pie. La diferencia entre ellas es el sistema de fuerza en la plantiflexión, la cual consiste en el empleo de un resorte helicoidal o un grupo de resortes de torsión.

Al finalizar esta fase de selección, se obtuvieron cinco propuestas diferentes. Estas fueron sometidas a una última y definitiva selección, para así empezar con la fase de diseño y fabricación del emulador.

**9.2.4 Cuarta selección.** La cuarta y última selección se basó en el diseño de los elementos que soportan la fuerza, en este caso los resortes. Básicamente se busca generar la geometría necesaria para cumplir con las deformaciones y la fuerza efectiva en cada uno de ellos.

El primer paso consistió en el diseño de los resortes de placas tipo muelle. Al realizar los cálculos pertinentes en todas las propuestas anteriores, se encontró que la fuerza necesaria sí es posible generarla, pero la deformación que estas

generan disminuye los rangos de flexión del emulador. Es por ello que las tres primeras propuestas, de las cinco anteriormente seleccionadas se descartaron por completo.

Al analizar la cuarta y quinta propuestas, se observó que tienen posibilidad de generar ambas geometrías cumpliendo los parámetros de fuerza y deformación de los mismos, para lo cual se requiere de otro análisis para la selección de la propuesta ganadora.

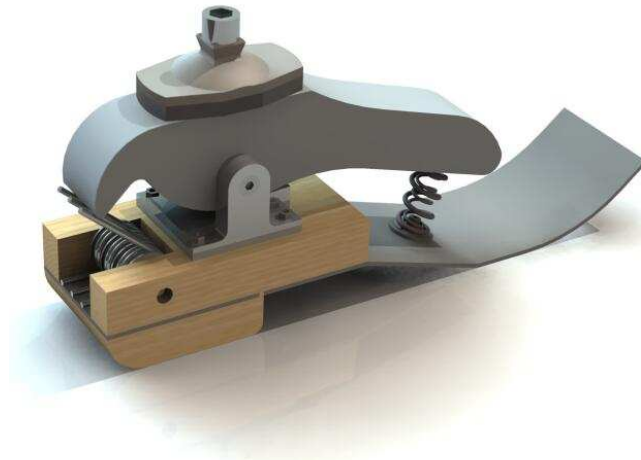
El análisis que se efectuó fue mediante la viabilidad del montaje de los elementos. Al momento de comparar propuestas se observó que el empleo de un resorte helicoidal para hacer la flexión plantar, genera pandeo y una alta posibilidad de que el resorte se salga de su asiento. Esto ocurre debido a que las superficies de contacto pierden el paralelismo entre sí, generando un ángulo de 25 grados entre ellas.

Observando la otra propuesta, se evidenció que dicho inconveniente no se presentaba; por el contrario, su limitación era la disminución gradual del brazo de palanca del resorte, lo cual implicaba una mayor fuerza del mismo. Sin embargo, al sopesar ambos inconvenientes, se optó por el empleo del resorte de torsión gracias a su facilidad de montaje.

En la siguiente sección se desglosará el diseño mecánico de cada elemento del emulador junto con sus cálculos y sus ecuaciones a emplear.

### 9.3 CÁLCULO DE LOS ELEMENTOS

Figura 34. Vista general del emulador.



Una vez electa la propuesta del emulador y establecidas las características funcionales de este; los ángulos de rotación relativos entre el eje de la tibia, la extensión del pie y las reacciones y el torque que experimenta el tobillo durante el ciclo de marcha, el desarrollo y evolución de la propuesta se hizo tratando de conservar la estructura anatómica del pie y su antropometría.

El diseño del emulador se planteó de forma secuencial e iterativa; es decir, una vez establecida la geometría de la palanca, que es la encargada de transmitir la carga a los demás elementos del sistema, se procede a calcular los demás elementos que lo conforman buscando una geometría que facilite el montaje de los elementos.

Para detallar el diseño del emulador es necesario enumerar cada una de las partes que lo conforman y su proceso de desarrollo, para definir adecuadamente la propuesta final del mismo. Los elementos que lo conforman son: la palanca, los resortes, el muelle y los pivotes.

**9.3.1 Palanca.** Descripción geométrica. La geometría final de la pieza es producto de la unión de todos los elementos del emulador. Lo que se buscó fue integrar la posición y los ángulos de rotación de la articulación del tobillo, con la cual se limitaría la altura y deformación de los resortes, y la geometría parcial de los demás elementos, definiendo la altura de la misma.

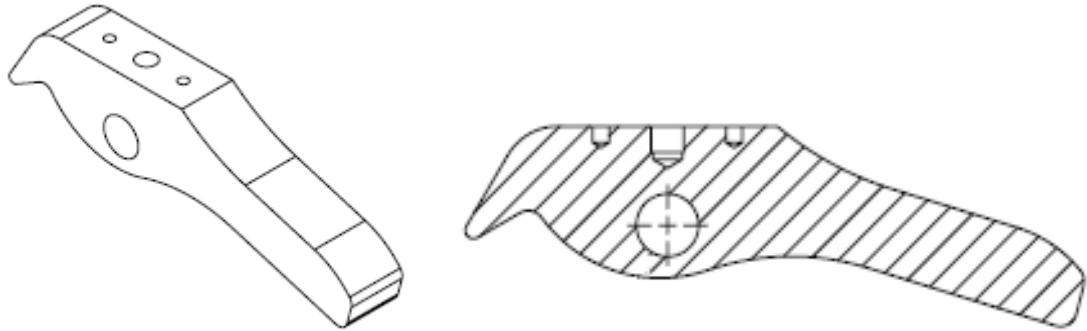
Durante la fase de diseño se hicieron varias pruebas que determinaron que para brazos de palanca muy cortos, la fuerza aplicada en ese punto debe ser muy grande y la deformación muy pequeña. Esto infiere que se necesitan elementos resortes con una constante de rigidez muy alta, lo cual implicaría esfuerzos muy grandes en la palanca. Ahora bien, también se observó que aumentando el brazo de palanca, las cargas impuestas en ese punto disminuyen de forma drástica y su deformación aumenta permitiendo unos resortes de menor constante. Sin embargo, de instalarse los elementos muy alejados del punto de rotación, implicaría el montaje de los elementos al final del muelle, haciendo complicado su instalación.

Este elemento está sometido a las fuerzas que experimenta la articulación del tobillo y al torque presente en la articulación. Este último, junto a los 25 grados de flexión plantar y 10 grados de flexión dorsal de rotación, es el que determina la geometría final del emulador dado que, para una persona de 80Kg., los torques efectivos en el tobillo son 100N-m en el caso de la flexión dorsal y de 20N-m en el caso de la flexión plantar aproximadamente.

Esta geometría se ve afectada por el torque debido a la necesidad de buscar un brazo que genere cargas pequeñas, pero que permita la instalación de los

resortes. Los ángulos de rotación de la palanca determinarán la deformación de los mismos.

Figura 35. Geometría final de la palanca.



Debido a la necesidad de instalar diversos resortes en el pie –a compresión para el caso de dorsiflexión y a torsión para plantiflexión – esta geometría fue dispuesta con superficies adecuadas para la acción de estos tomando en cuenta la forma en que interactúan con la pieza. Es decir, para los resortes helicoidales se proporciono un área paralela al asiento en la parte delantera de tal manera de brindarle un apoyo durante su deformación, en cambio para los resortes de torsión se le diseño una superficie circular, con la cual pueden realizar contacto durante toda la fase de flexión plantar.

Finalizando, la geometría de la pieza se determinó que la mejor posición de los resortes –buscando la disminución de las cargas, con una deformación amplia de los resortes, y la instalación de los mismos –, se obtuvo un brazo desde el punto de rotación hasta el centro de apoyo de los resortes de compresión con una magnitud de 11cm, y para los resortes de torsión con una magnitud de 6.4cm.

- Análisis de esfuerzos. Para el análisis de esta pieza que tiene una geometría tan irregular, se plantea un análisis por elementos finitos mediante la herramienta CosmosXpress que se basa en un análisis estático con un comportamiento lineal del material según la ley de Hooke, a su vez que se considera como un material isotrópico.

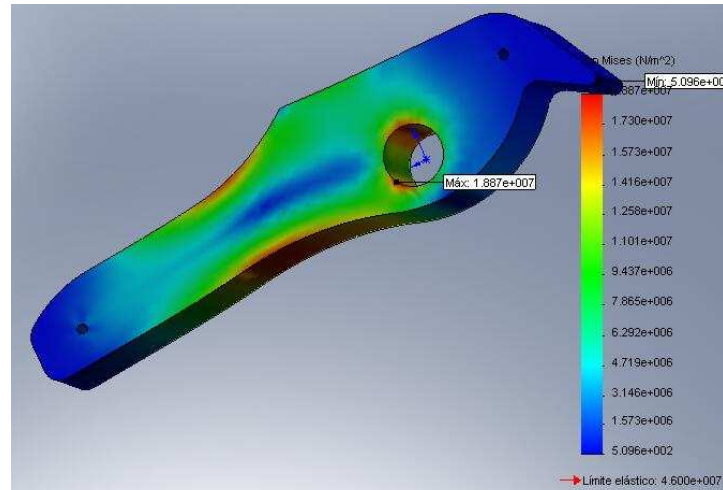
Mediante esta herramienta se define el material del cual está hecha la pieza, aleación de aluminio (Anexo XII), y las restricciones y cargas que se detallaron en los parámetros y requerimientos del emulador –en este caso el torque de la articulación del tobillo se ve representado en las fuerzas que ejercen las los sistemas de resortes sobre las superficies donde esta apoyada–.

Mediante el análisis realizado por elementos finitos, para el caso de flexión dorsal, se obtuvo un factor de seguridad de 2.43 lo cual aporta confianza al elemento durante la realización de las pruebas.

Para el caso del emulador, un factor de seguridad de esta magnitud es apropiado por el carácter del análisis cuasiestático con el cual se ha diseñado, sin omitir que las cargas introducidas llevan implícitas el efecto dinámico de la masa de todo el cuerpo durante la ambulación.

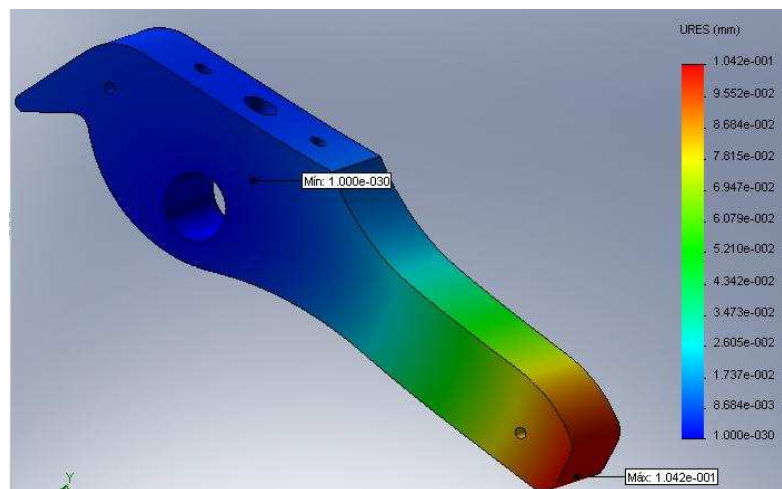
En la siguiente gráfica se muestra el resultado obtenido por el programa y en el que se destacan algunos puntos donde se presentan concentradores de esfuerzos. Sin embargo, la geometría definida tiene un buen comportamiento a los esfuerzos gracias a la distribución de los mismos de una manera uniforme a lo largo de la geometría de la pieza.

Figura 36. Esfuerzos en la palanca cuando es sometida a la carga estática por efecto de los resortes a compresión.



En la siguiente gráfica se muestra el desplazamiento o máxima flecha que la pieza presenta, alrededor de 0.1 mm. Gracias a la pequeña deformación del elemento, se puede determinar que los valores de los torques no se ven afectados, por lo cual no se tendrá en cuenta esta deformación.

Figura 37. Deformaciones de la palanca cuando es sometida a la carga estática por efecto de los resortes a compresión.



**9.3.2 Resortes.** Una vez definida la respectiva geometría de la palanca, la cual establece las deformaciones que sufrirá cada resorte, y teniendo el torque aplicado en la articulación del tobillo, es posible definir las cargas a las cuales los resortes se verán sometidos iniciando la fase de diseño formal de los mismos.

- Resortes a compresión. Como ya se ha dicho antes, durante la flexión dorsal, el brazo de la palanca es quien establece la fuerza que el resorte debe soportar. A su vez, el ángulo de rotación del pie y la longitud de la palanca son los encargados de limitar la deformación de trabajo del resorte. En la siguiente tabla se muestran los parámetros preliminares de diseño.

Tabla 6. Parámetros preliminares del diseño de los resortes a compresión.

Torque aplicado $T$		Brazo $R$		Fuerza aplicada en el resorte		Angulo de rotación	Deformación del resorte	
N-m	Lb-in	cm	in	N	Lb	(Deg)	cm	in
100	883	11.09	4.366	902	<b>202.2</b>	10	1.6	<b>0.623</b>

Para el diseño del resorte se empleó acero tipo SAE-AISI 1070 templado y recocido, ya que por sus características mecánicas permite su aplicación en estos casos. Además, es uno de los materiales más usados en el mercado. Sus características mecánicas se pueden detallar en el Anexo XIII, tomado del libro de Faires.

En una prueba preliminar de diseño se estableció que es aconsejable el empleo de dos resortes concéntricos uno con respecto al otro. Esto se determinó debido a que la utilización de uno solo implicaría una rigidez elevada (325 lb-in) por la poca deformación. Adicionalmente, los cálculos preliminares determinaron resortes con grandes esfuerzos, generando unos factores de seguridad inferiores a uno. Debido lo anterior, se definió el uso de dos resortes con cargas a soportar distintas. Los parámetros de diseño para cada resorte fueron:

Tabla 7. Caracterización de los dos resortes a compresión.

<b>Resorte</b>	<b>% de carga</b>	<b>Carga (Lb)</b>	<b>Deformación (In)</b>	<b>Constante K (Lb/in)</b>
1	70	142	0.623	225
2	30	61	0.623	96

Con los anteriores parámetros se procede al dimensionamiento de los resortes. Es necesario enfatizar que estos -al estar sometidos a cargas de compresión- sufren el efecto de pandeo. Por consiguiente, es necesario evaluar esta condición mediante la utilización de la gráfica que corresponde a la figura 90, con la cual se determina la carga crítica para pandeo. Adicionalmente, se instalaron los dos resortes de forma concéntrica, buscando minimizar la necesidad de taladrar la platina, reducir el espacio, y por último evitar que durante la deformación estos choquen entre sí.

Figura 38. Gráfica para determinar en los resortes a compresión si hay pandeo. Tomada de VÁSQUEZ, Leonidas. Diseño de Máquinas I. UIS, 2005. p., 153.

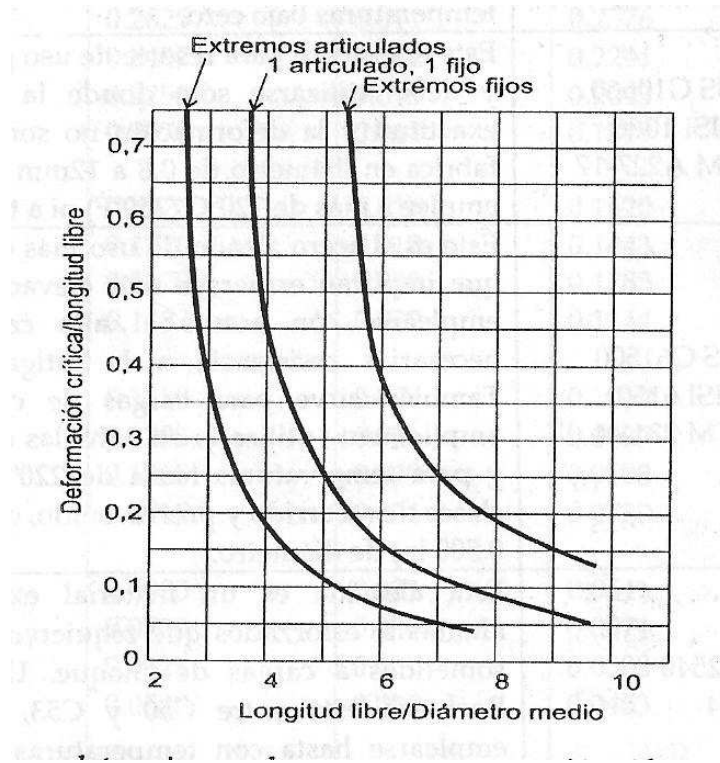


Tabla 8. Diseño de resortes a compresión encargados de hacer la flexión dorsal.

Resorte	Diámetro medio, $D$		Diámetro del alambre, $d$		Constante del resorte $C$	Modulo	Nº espiras activas	Constante real	Deformación de trabajo $\square w$	
	mm	in	mm	in	Lb/in	$C$	$N_a$	$K_{real}$	in	mm
<b>1</b>	14	0,5512	2,324	0,0915	225,1395	6,024	3	220,3	0,7171	18,21
<b>2</b>	9,5	0,3740	1,588	0,0625	96,4883	6,312	5	105,6	0,7239	18,38

Tabla 8 (Continuación) Diseño de resortes a compresión encargados de hacer la flexión dorsal.

<b>Resorte</b>	<b>Indice de golpe</b>	<b>Deformacion sólida <math>\square s</math></b>	<b>Altura Sólida <math>hs</math></b>	<b>altura libre <math>hf</math></b>	<b>Paso <math>S</math></b>	<b>Angulo de avance <math>I</math></b>	<b>Diámetro comprimido OD1</b>	<b>Pandeo</b>	<b>Indice de Wohl</b>
	$\square c$	<i>in</i>	( <i>in</i>	<i>in</i>	<i>in</i>	<i>Deg</i>	<i>in</i>		<i>K</i>
<b>1</b>	0,2	0,8486	0,4574	1,3061	0,355	11,199	0,6547	No hay	1,2513
<b>2</b>	0,2	0,8687	0,4574	1,3064	0,226	10,39	0,4435	No hay	1,2533

Tabla 9 Diseño de resortes a compresión encargados de hacer flexión dorsal,

<b>Resorte</b>	<b>Fuerza Sólida</b>	<b>Cortante <math>rs</math></b>	<b>Esfuerzo Sys</b>	<b>Factor de Seguridad</b>
	<i>Lb</i>	<i>Psi</i>	<i>Psi</i>	<i>Ns</i>
<b>1</b>	170,18	35706	137300	3,85
<b>2</b>	72,936	22275	145592	4,53

Los criterios que se tomaron para determinar la geometría calculada fueron los de mantener un índice del resorte superior a 6, un ángulo de avance inferior a 12 grados y un factor de seguridad superior a 3.

- Resortes a torsión. Para el cálculo de los resortes a torsión se siguió con el mismo planteamiento seguido en la sección anterior. Una vez definidos los parámetros geométricos de la palanca y los torques durante la flexión plantar, se procede a calcular las fuerzas aplicadas en el sistema de resortes.

Este resorte está subordinado a la geometría planteada; es decir, no se puede modificar el punto de rotación de la palanca, solamente se puede modificar la longitud de esta. Sin embargo, extenderla implica un mayor espacio en la zona posterior, lo cual no es estéticamente agradable, además de que el centro de masa se movería hacia atrás. Debido a lo anterior se optó por buscar la combinación más apropiada conforme a lo entregado por la antropometría del pie y generando la fuerza necesaria para simular este movimiento. Los resultados obtenidos según la geometría fueron:

Tabla 10 Geometría necesaria para el diseño del resorte de torsión.

Torque aplicado		Brazo		Fuerza aplicada en el resorte $T = R \times F$		Angulo de rotación	Deformación del resorte	
N-m	Lb-in	Cm	in	N	Lb	(Deg)	cm	in
20	177	6.416	2.53	312	<b>70</b>	25	2.73	<b>1.073</b>

Por otra parte, la geometría establecida para el montaje del resorte determina que el brazo de torsión es de 16.2 mm cuando la palanca llega a los 25 grados. Por consiguiente, para el cálculo de los resortes de torsión, se va a considerar esta magnitud por ser la menor durante el movimiento y porque para ese punto es el torque máximo aplicado.

Con el fin de estandarizar materiales, en el diseño de estos resortes de torsión también se empleó acero tipo SAE-AISI 1070 templado y recocido, y sus propiedades mecánicas se pueden detallar en el Anexo XIII.

Al igual que en el caso anterior, para este también se planteó un conjunto de resortes de torsión iguales, pivotados en un solo punto. Esto es debido a que el ángulo de rotación es de 25 grados y por tanto genera una gran deformación del resorte, provocando grandes esfuerzos. Por esto se determinó instalar tres resortes idénticos con lo cual se garantiza la deformación necesaria, la fuerza requerida y un factor de seguridad aceptable. De esta manera se plantea el diseño para los tres resortes de la siguiente manera:

Tabla 11 Parámetros de diseño para los resortes de torsión.

Fuerza entregada por el brazo de la palanca $F_p$		Ángulo final salida según geometría	Número de espiras	Ángulo final de deformación del resorte $\alpha_f$	Fuerza final actuante el en resorte de torsión $F_r = F_p / \cos(\alpha_f)$
N	Lb	Deg		Deg	Lb
104	23.6	139	2	8.63	25

La fuerza aplicada en el resorte de torsión debe ser levemente amplificada debido a que la fuerza ejercida por la palanca no se encuentra perpendicular al punto de apoyo del resorte. Esto se tuvo en cuenta y se puede apreciar en la última columna de la tabla anterior.

Finalmente, se procede al diseño de los resortes de torsión. Esto se hace con la metodología propuesta por Shigley.<sup>15</sup>

---

<sup>15</sup> SHIGLEY, Joseph E. y MISCHKE, Charles R. Diseño en Ingeniería Mecánica. Mc Graw-Hill. México, 1998.

Tabla 12 Geometría y resultados obtenidos para los resortes de torsión. (Tomado de SHIGLEY, Joseph E. MISCHKE, Charles R. Diseño en Ingeniería Mecánica. Mc Graw Hill. México. 1998.

Esfuerzo ultimo a tracción	Esfuerzo torsional máximo permisible	Modulo del resorte	Concentradores de esfuerzo	Esfuerzo flexional	Factor de seguridad	Constante Rigidez	Espiras enrolladas	Deformación	Diámetro comprimido
Sut	Sy	C	Ki	Esfuerzo	Factor Seg	k'	n'	Deg	in
290966,800	253141,114	8	1,103	177069,269	1,430	138,785	0,108	38,992	0,659

**9.3.3 Muelle.** El muelle es uno de los elementos importantes en el diseño del emulador, pues este es el encargado de recibir el peso del individuo a medida que transcurre el ciclo de marcha.

Sobre este elemento descansan los bloques que transmiten la carga directamente a la superficie del muelle, además del bloque, también descansa sobre él el juego de resortes de compresión cuando se hace la flexión dorsal.

El análisis de este elemento se considera cuando la carga es máxima; es decir, cuando el centroide del cuerpo está sobre la articulación del tobillo. En este punto las fuerzas que experimenta la articulación del tobillo para una persona de 80 kg son: la fuerza vertical que corresponde a 771 N; la fuerza horizontal que son alrededor de 120 N; y, finalmente, un torque 100 Nm que se ve representado en una fuerza normal a la superficie en la zona de sujeción del resorte y es equivalente a 900 N.

Casualmente, el instante en el que se aplica esta carga crítica es cuando el pie está en posición horizontal sobre la superficie del suelo y el ángulo de flexión dorsal es aproximadamente de seis grados.

Para un análisis preliminar del sistema, cuando este se encuentra sobre la superficie horizontal, el emulador tiene dos puntos de contacto sobre el piso. Uno correspondería al apoyo del talón y otro que está representado en el contacto de los metatarsianos. Debido a esto, para un análisis preliminar del muelle, se puede considerar como una viga que se encuentra simplemente apoyada en ambos extremos.

Por ende, para este tipo de análisis se tiene que el momento flector, donde  $L$  es la longitud total de la viga,  $x$  es la distancia desde el apoyo hasta el punto de aplicación de la carga:

Entonces, el momento flector para este tipo de viga esta definida por la siguiente ecuación:

Ec. 38 Cálculo del momento flector en una viga simplemente apoyada.

$$M = \left( \frac{L-x}{L} \right) xP$$

Según la geometría preestablecida para el muelle se tiene que la longitud total de la viga  $L$  es 0.0586m y la distancia  $x$  entre el apoyo y la fuerza es de 0.0427m, entonces el momento flector  $M$  equivale a 11.9 Nm.

El esfuerzo cortante para ese tipo de viga está definido por la siguiente ecuación, donde  $b$  corresponde al ancho de la placa que en este caso es de 0.06m y  $h$  equivale al espesor de la placa que se ha considerado de 0.002m.

Ec. 39 Esfuerzo cortante en la platina utilizando la simplificación de la viga simplemente apoyada.

$$\tau = \frac{6M}{bh^2} = \frac{6 * 12}{0.06 * 0.002^2} = 300 \text{ Mpa}$$

El acero empleado para el diseño del muelle es un acero tipo SAE AISI 1070 recocido y revenido. Este acero es altamente empleado en la construcción de resortes y dado que el sistema se comporta de forma similar a uno de ellos es la razón por la cual se empleó.

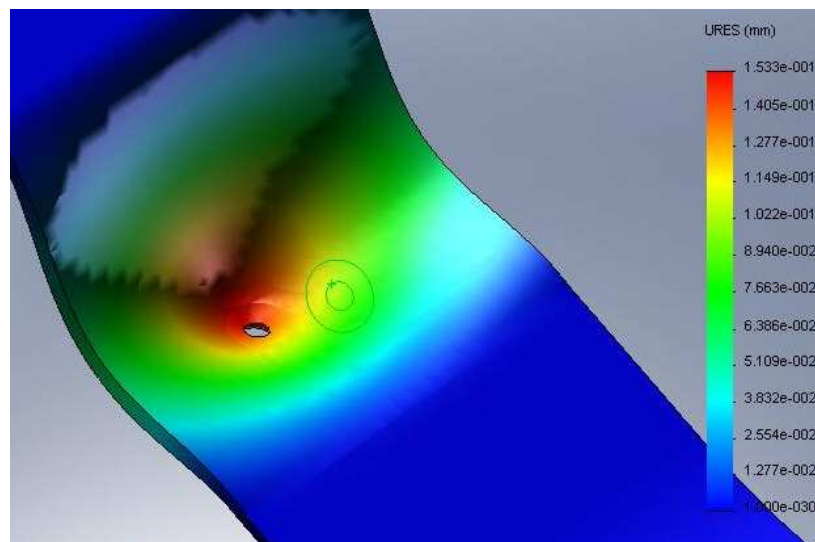
Con este tratamiento térmico tiene una resistencia a la tracción de 1034 N/mm<sup>2</sup>, y un módulo de elasticidad de 200 Gpa y un límite elástico de 786 N/mm<sup>2</sup>. Con los cálculos hechos anteriormente se puede obtener el factor de seguridad para carga estática, que en este caso es de 2.63.

Para corroborar los datos obtenidos mediante la simplificación hecha anteriormente, se plantea a continuación un análisis mediante elementos finitos del muelle, el cual se va a someter a las mismas condiciones de carga y ver su comportamiento.

El análisis mediante elementos finitos entrega un factor de seguridad de 2.033 que es aceptable al ser comparado con lo obtenido anteriormente, por tanto se puede validar la consideración hecha.

A continuación se muestran algunos detalles de la validación hecha mediante elementos finitos.

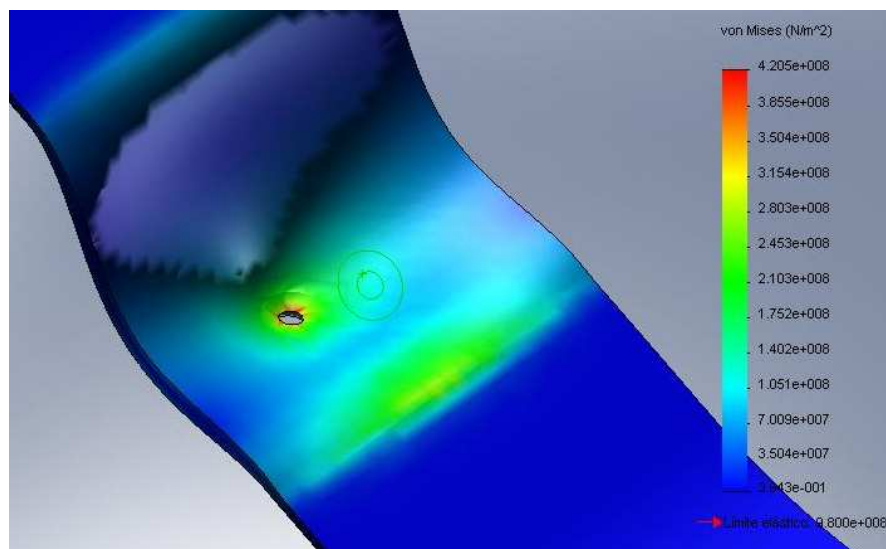
Figura 39. Deformaciones del muelle cuando es sometido a carga estática por efecto de los resortes a compresión.



La anterior gráfica muestra la deformación que sufre el muelle cuando este es sometido a las cargas planteadas. El máximo desplazamiento del punto de contacto es aproximadamente 0.15 mm; esta deformación al no ser significativa no afecta la fuerza aplicada por el resorte, luego el emulador sigue manteniendo sus características funcionales.

En la siguiente figura se muestra la distribución de esfuerzos a lo largo de la superficie del muelle y se evidencia que el máximo esfuerzo es aproximadamente 420 Mpa y se encuentran en la zona de donde se aplica la carga por efecto del resorte.

Figura 40. Esfuerzos en el muelle cuando es sometido a la carga estática por efecto de los resortes a compresión.



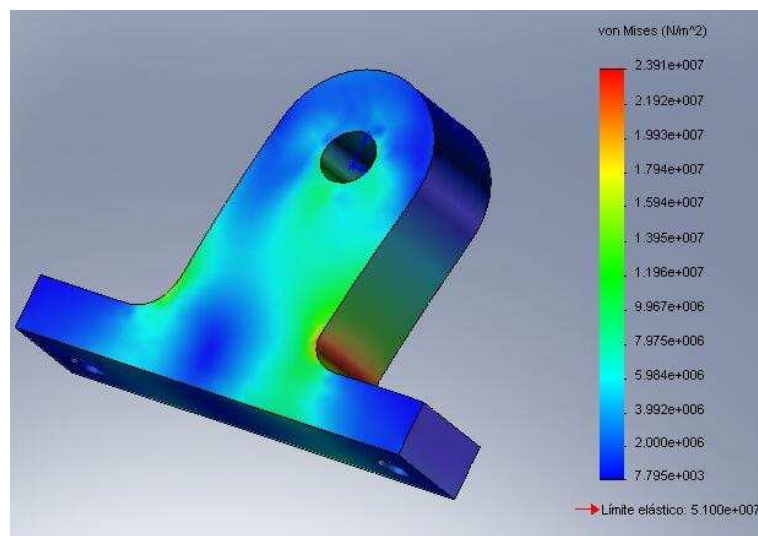
Según lo planteado, se muestran los concentradores de esfuerzos en torno al punto de apoyo de los resortes; por ende, es aconsejable que el montaje permita minimizarlos en torno a esta zona.

**9.3.4 Pivotes.** Los pivotes son una parte importante de la geometría del emulador, porque estos son los encargados de ubicar el punto de rotación del sistema, además que es el encargado de mantener los parámetros antropométricos de este.

En este caso, se hará el mismo procedimiento planteado para la palanca: un análisis mediante elementos finitos, solo que en este caso las cargas están divididas a la mitad puesto que hay dos pivotes idénticos soportando la palanca.

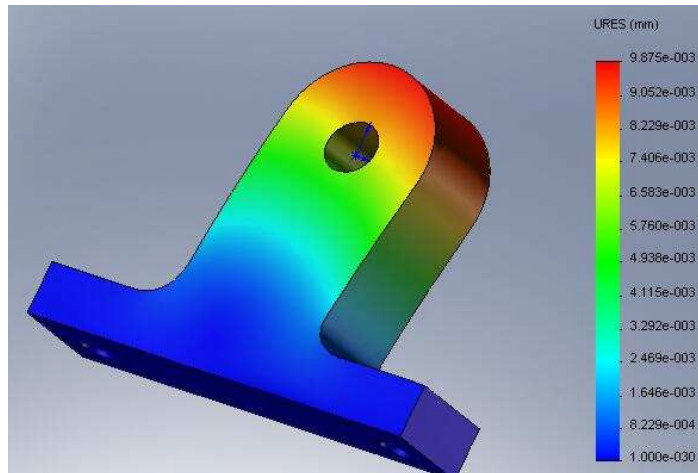
El factor de seguridad que entrega es de 2.133. A su vez, los concentradores de esfuerzos que existen en torno a las aristas vivas del pivote, no son significativamente altos, pero aún así, en estos puntos es donde se producen los mayores esfuerzos: están alrededor de 240 MPa.

Figura 41. Esfuerzos en el pivote cuando es sometida a la carga estática.



El otro parámetro que en este caso se analiza es la deformación total en el pivote debido a la carga estática. Equivale a 0.01 mm, y muestra que la deformación que sufre este elemento es prácticamente despreciable. Por ende, esto no afectará de ninguna forma la fuerza aplicada en los resortes de torsión o compresión.

Figura 42. Deformaciones en el pivote cuando es sometido a la carga estática.



Una vez validada toda la geometría, se realizan los planos de fabricación de las mismas. Estos se pueden apreciar en el Anexo XI.

## 10 VALIDACIÓN Y PRUEBAS

La validación y las pruebas se desarrollaron en tres etapas: la primera y más importante de todas, es la validación del código WalkLab v1.0; la segunda, es la realización de pruebas teniendo como modelo a un hombre adulto de 1.8m y 80Kg, a quien se le analizó su marcha con el código realizado; y, finalmente, la validación cinemática del emulador de tobillo articulado.

### 10.1 VALIDACIÓN DEL CÓDIGO

Para la validación del código se procedió a emplear el estudio de análisis de marcha consignados por el Doctor David A. Winter, en su libro "Biomechanics and motor control of human movement".<sup>40</sup> En su documento trae tabulados todos los parámetros cinemáticos y cinéticos un estudio de análisis de marcha.

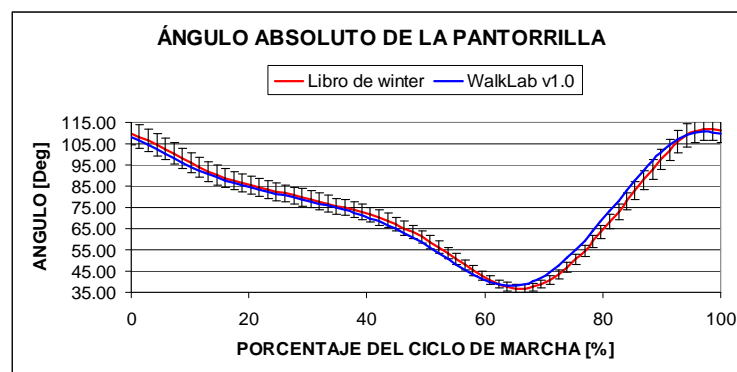
El procedimiento que se siguió fue utilizar las coordenadas tabuladas en el estudio del Doctor Winter simulando los datos videográficos y utilizarlas para el modelamiento cinemático y cinético. Esta información contiene las coordenadas verticales y horizontales de los mismos marcadores que se emplearon en nuestro estudio. Esta información es de una persona de 1.6 m con una masa de 56.7Kg. Los resultados obtenidos se comparan con los resultados que presenta el doctor Winter para observar el comportamiento del código.

---

<sup>40</sup> WINTER, David A. Biomechanics and motor control of human movement. John Wiley-Sons. Inc. Waterloo 1990.

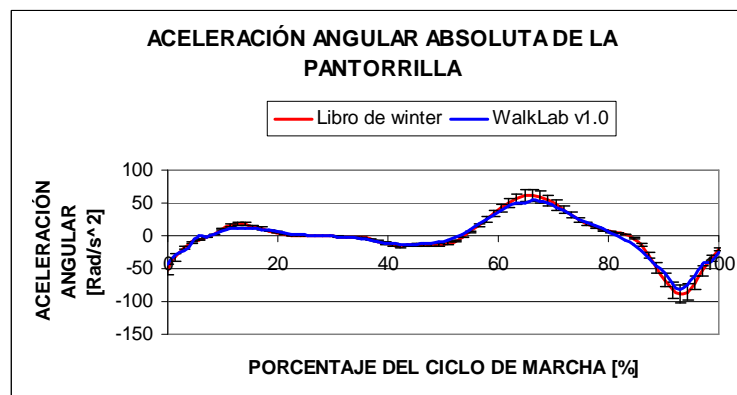
A continuación se muestra la figura que muestra el comportamiento del ángulo absoluto de la pantorrilla, y su aceleración angular durante el ciclo de marcha, esta última se calcula mediante diferencias finitas centradas.

Figura 43. Curva comparativa del ángulo absoluto de la pantorrilla entre el estudio de Winter y el generado por el código WalkLab.



En la grafica de ángulos se muestra un error inferior al 4%, por ende se puede considerar que los resultados se comportan de una forma correcta.

Figura 44. Curva comparativa de la aceleración angular absoluta de la pantorrilla realizado por el Doctor Winter y el realizado por el código WalkLab v1.0.



De igual forma ocurre con los resultados entregados para la aceleración angular de la pantorrilla, donde se observa un error inferior al 7.5 % concluyendo como resultados correctos.

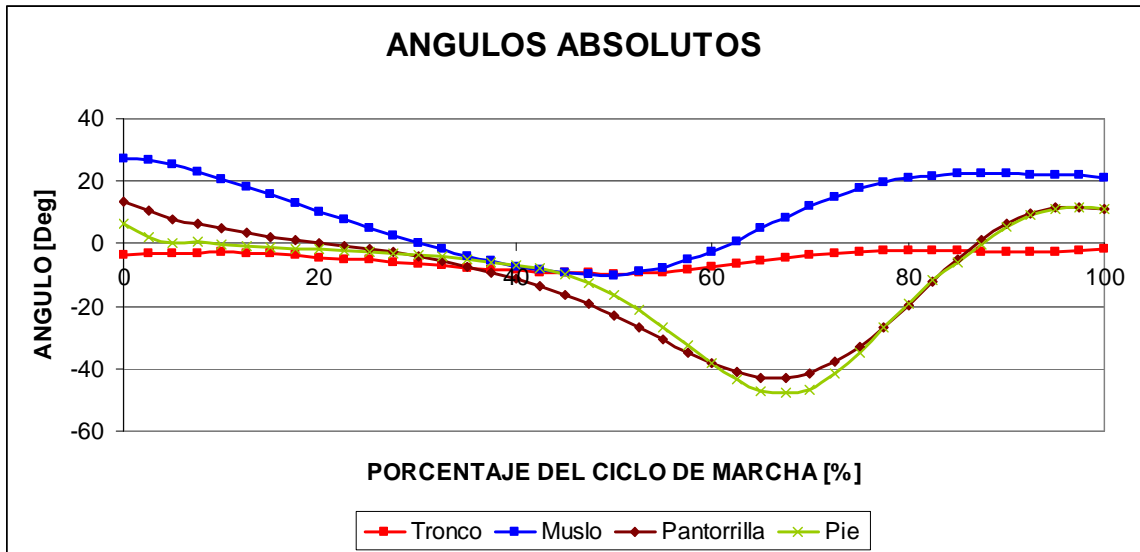
Si se desea ver los demás comparaciones hechas para el análisis de marcha realizado a los datos del doctor Winter, vea el Anexo V, donde se pueden encontrar graficas de velocidades y aceleraciones de los centros de masa, ángulos, velocidades y aceleraciones absolutas de los segmentos del cuerpo y las reacciones en la articulación del tobillo y su respectivo torque.

## **10.2 PRUEBAS**

Las pruebas consistieron en grabar el patrón de marcha de un hombre adulto con una masa de 80Kg y una altura de 1.8m utilizando los marcadores lumínicos en los puntos anatómicos del cuerpo, con el fin de definir los segmentos del cuerpo. Este video fue procesado mediante la herramienta computacional (WalkLab v1.0) que se encarga de entregar los resultados cinemáticos y cinéticos de la marcha, tales como posiciones de los puntos articulares que definen los segmentos y centroides de los segmentos, ángulos entre los segmentos (absolutos y relativos), velocidades lineales y rotacionales, a su vez que permite entregar la cinética en la articulación del tobillo.

En la siguiente grafica se muestra los ángulos absolutos con respecto al porcentaje del ciclo de marcha.

Figura 45. Ángulos Absolutos para una persona de 80kg. y una altura de 1.80m analizadas con WalkLab v1.0



Por recomendaciones de la fisioterapeuta María Solange Patiño,\* los ángulos fueron tomados con respecto a la posición natural que el cuerpo humano tiene en la posición bípeda; es decir, para el caso del pie, el ángulo absoluto neutro se define cuando él se encuentra completamente apoyado sobre el piso y la persona está completamente erguida. De esta misma forma se establecen el ángulo de la pantorrilla, muslo y tronco.

Por otra parte, las gráficas correspondientes a la cinética de la articulación del tobillo se evidencian en la sección 9.1 del emulador y las demás, que

---

\* ENTREVISTA Con PATIÑO, María Solange. Fisioterapeuta. Escuela de Fisioterapia Universidad Industrial de Santander. Julio de 2008.

complementan el análisis de marcha concerniente a la cinemática, se presentan en el Anexo VI.

### 10.3 VALIDACIÓN CINEMÁTICA DEL EMULADOR

Una vez definida la biomecánica del pie y haber diseñado y construido el emulador, se da inicio a la etapa final. Esta consiste en observar el desempeño que presenta durante la marcha mediante la comparación de las curvas de la misma. Para ello, se realizó el respectivo montaje del sistema al socket de la prótesis de un amputado transtibial, con su debida alineación del socket con el muñón y con el emulador. En la siguiente figura puede observarse el emulador y el paciente.

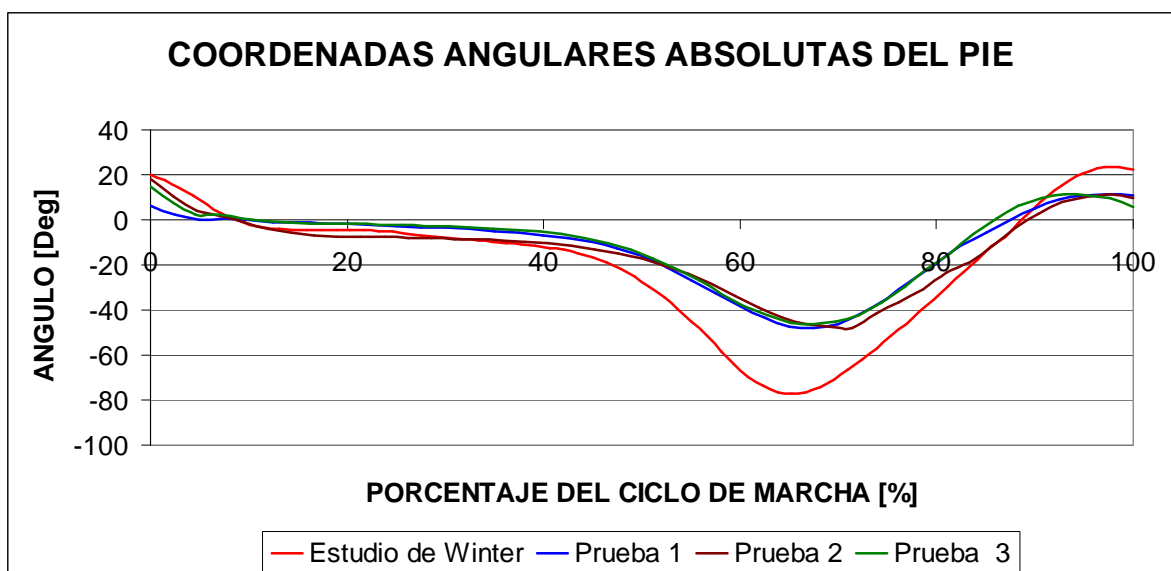
Figura 46. Fotografía del paciente, donde se observa la ausencia del miembro inferior junto al emulador.



El socket es el encargado de realizar el acople entre la prótesis y el amputado. Es un elemento indispensable para el correcto funcionamiento de cualquier prótesis; ya definido el mecanismo de acople y alineado el sistema del emulador, se procede a tomar el peso del paciente junto a su altura, dato necesario para determinar su antropometría.

Teniendo toda su antropometría definida, y luego de haber realizado la instalación del emulador con el sistema de acople, socket, se procede a tomar la filmación de la marcha del paciente. Esta grabación se realizó después de que el paciente se acoplara al emulador y fuera capaz de moverse por sí mismo, sin la ayuda de ningún elemento externo. Con la antropometría y la grabación realizada, se da inicio a la fase de validación cinemática que consiste en comparar las curvas obtenidas de la marcha con la prótesis del paciente y con el emulador propuesto.

Figura 47. Coordenadas angulares absolutas del pie. La línea roja indica el estudio del Doctor Winter; la línea azul indica una prueba realizada para un paciente natural de 80kg y 1.8m de altura; la línea marrón indica la prueba con la prótesis del paciente; y la línea verde, prueba con el emulador propuesto.



En esta curva podemos observar que el patrón de marcha del paciente con ambas prótesis, junto a la persona de 1.8 metros, tienen un comportamiento similar y que todas cumplen con los rangos de movimiento. En el Anexo VII se aprecian las demás curvas y patrones de marcha.

Finalizada la prueba, se discutió con el paciente las ventajas y desventajas que presenta el emulador. Resumiendo, lo comentado fue lo siguiente:

- Siente una marcha más suave.
- Se acostumbró más rápido al uso del emulador.
- Tuvo la sensación de la función de los gemelos (gracias a los resortes delanteros).
- Cuando se volvió a colocar su prótesis, sintió la restricción impuesta por ella.

En el Anexo VIII se podrán estudiar las opiniones generadas por el paciente que amablemente nos redactó un documento donde expresa la experiencia vivida durante la prueba del emulador. Adicionalmente, la fisioterapeuta generó su informe sobre los patrones de marcha del paciente que se podrá examinar en el Anexo IX.

## 11 CONCLUSIONES

- Utilizando la herramienta WalkLab v1.0, desarrollada en el proyecto, se pudo comprobar que las fases de la marcha se aproximan a los parámetros teóricos (porcentaje de doble apoyo, porcentaje de apoyo simple, entre otros).
- Durante el desarrollo del proyecto de grado se utilizó la técnica videográfica como sistema de adquisición de datos y se corroboró que este método aumenta la versatilidad y eficacia de un análisis de marcha debido a que se extrae gran cantidad de información.
- Se evidencia necesidad de aplicar filtros a los datos obtenidos, debido a la aparición de estelas lumínicas y a la frecuencia de muestreo de la cámara las cuales generan ruido en la información.
- Durante la realización de las pruebas, se pudo determinar que la mejor posición para la realización de las tomas es aproximadamente a 4m de la persona. Esto se debe a que mitiga los errores debido al ángulo relativo entre el paciente y la cámara. Este resultado fue empírico y es acorde con las pruebas realizadas por otros autores.
- Para los cálculos cinéticos de la marcha, se determinó que la metodología propuesta por LaGrange genera una solución más ágil y eficaz comparándola con la metodología propuesta por Newton.
- La energía presente durante la marcha se encuentra distribuida entre los segmentos del cuerpo. Sin embargo, el segmento compuesto por el tronco,

brazos y cabeza es quien aporta la mayor parte de la energía gracias a su masa concentrada. Así mismo, la energía que aporta el pie es mínima comparada con la energía total del cuerpo; por consiguiente, despreciar esta magnitud no genera grandes errores en los resultados obtenidos.

- Durante el desarrollo de las ecuaciones del movimiento, utilizando las ecuaciones de LaGrange, se pudo detectar que estas son dependientes exclusivamente de la aceleración de los segmentos y a su antropometría (pesos y longitudes).
- Las reacciones verticales en el tobillo se ven fuertemente afectadas por la fase del ciclo de marcha en la que se encuentren.
- De los resultados obtenidos por WALKLAB v1.0, se pudo detectar que el máximo torque durante la ambulación se presenta en el tobillo finalizando la fase de apoyo simple. Este resultado, comparándolo con los obtenidos por otros autores y por la documentación leída, demuestra una gran similitud.
- Utilizando a WALKLAB v1.0, se pudo detectar un comportamiento vertical del centro de masa similar a una curva senoidal. Este comportamiento es evidenciado en la teoría y los resultados lo soportan. Adicionalmente, se pudo observar un comportamiento casi lineal del movimiento horizontal del centro de masa, lo cual permite realizar un cálculo aproximado de la velocidad de la marcha mediante la pendiente de esta recta.
- Luego de un análisis, se observó que los resultados cinemáticos del cuerpo, obtenidos por el código WALKLAB v1.0, son acordes a las curvas teóricas trazadas en un análisis tridimensional. Esto demuestra que para este tipo de análisis no es necesario generar una geometría 3D, debido a que los

principales movimientos, y los de mayor amplitud, se observan en el plano sagital.

- A partir de la construcción del laboratorio de análisis de marcha, indispensable para la correcta ejecución del programa, se evidenció que la longitud de la zancada se ve afectada por la velocidad de la marcha y por la altura de la persona.
- Durante la fase de diseño del emulador, se corroboró el gran torque presente en la flexión dorsal, implicando la utilización helicoidal debido a que fue el elemento que presentó un mejor comportamiento a los parámetros de diseño. En la fase de flexión plantar se tenían parámetros de diseño que se concentraban en el movimiento y no en la fuerza aplicada; por consiguiente, se utilizó resortes de torsión por ser los que mejor se acoplan al los requerimientos de diseño.
- Durante la realización de las pruebas se pudo apreciar la presencia de factores externos que influyen en el desarrollo de la marcha.
- Durante la realización de las pruebas con el emulador se destacó la rápida adaptación que tuvo el paciente, al compararla con su prótesis.
- Durante la ambulación del paciente se presenciaron los movimientos de flexión plantar y dorsal para lo cual fue diseñado el emulador.
- Al comparar el peso del emulador con la prótesis del paciente, se corroboró el sobrepeso del emulador. Sin embargo, esta circunstancia no generó alteraciones en el patrón de marcha, lo que permitió obtener curvas de movimiento muy cercanas a las teóricas.

- La mala alineación del emulador generó zonas de desgaste focalizadas, lo cual acelera el deterioro de los elementos.
- Tomando en cuenta las experiencias vividas por el paciente, por la fisioterapeuta y los resultados obtenidos utilizando WALKLAB v1.0, se puede concluir que el emulador mejora las características cinemáticas del paciente, proporcionándole una marcha suave y segura. Por lo tanto, se recomienda continuar el estudio planteado para llegar a una propuesta final de prótesis.

## 12 RECOMENDACIONES

### Código WalkLab v1.0:

- Es necesario mejorar el filtrado de los datos recogidos por el video buscando así disminuir el ruido sin perder la información de los mismos.
- Luego de que se logre incrementar la fiabilidad de los resultados, se deben instalar dispositivos que permitan registrar o medir la variación de la carga vertical en función del tiempo.
- Con el objeto de obtener una mayor cantidad de datos se recomienda el empleo de equipos más sofisticados, como por ejemplo, la utilización de una cámara con una mayor frecuencia de muestreo.
- Es necesario asegurar la ausencia de factores externos que puedan afectar los parámetros de marcha.
- Se recomienda ampliar las prestaciones del código para que permita el ingreso de la información de ambas piernas simultáneamente.

### Emulador de tobillo:

- Se deben mejorar los materiales propuestos con el propósito de disminuir el peso y aumentar la durabilidad de los elementos.
- Es necesario la instalación de una suela antideslizante y acolchada en el caso de utilizarse sin zapato.

- Para que la aplicabilidad del emulador sea viable se debe reducir su tamaño; ello permite el hecho de poderla usar con zapatos, lo que a su vez, mejora la estética del sistema.
- Para poder llegar a una conclusión final de la propuesta es necesario realizar más pruebas y con diferentes pacientes.

## 13 BIBLIOGRAFÍA

- I BARNETT,C.H. NAPIER, J.R. The axis of rotation at the ankle joint in man. its influence upon the form of the talus and the mobility of the fibula. Department of Anatomy, St Thomas's Hospital Medical School, London.
- II BETANCOURT GALLEGO, Silvia Natalia; ZULUAGA PELÁEZ, Natalia Janeth; OSORIO GARCÍA, Maria Isabel. Biomecánica de la marcha. Mc. Graw Hill. 1992.
- III BRAIDOT, A. A.; Galardo, D.G. y Spineto, J. Laboratorio de Biomecánica de bajo costo. Desarrollo de un sistema de videografía digital. En CEIC, Biblioteca Digital Universidad Nacional de EntreRios, Argentina. 2000.
- IV CAILLIET, Rene. Tobillo y pie: F.A. Davis Company, 1971. p. 173.
- V COLLADO VAZQUEZ, Susana; PASCUAL GOMEZ, Antonio; ALVAREZ VADILLO, Antonio; RODRIGUEZ RODRIGUEZ, Luis Pablo. Análisis de la marcha, factores modulares. Universidad Alfonso X El Sabio, Facultad de Ciencias de la Salud, 2003. p. 22.
- VI COLLADO VÁZQUEZ, Susana. Desarrollo de la marcha. Universidad Alfonso X El Sabio, 2005. p. 13
- VII CASTRO, Rosmira; GONZALEZ, Fernando; RAMIREZ LOBO, Yolanda y LEAL ABADIA, Guillermo Ernesto. Conferencia de Minas Antipersonales. UIS. Julio 2008.
- VIII CORNER, John Michael's. Lower Limb Protheses, Universidad de New York. 1986, 354 p.
- IX CORREA, Jorge Enrique. AVILA carol. LOPEZ, Gina Paola. PINZON Claudia Rodríguez, Melba. Análisis computarizado de la marcha de amputados transfemoral unilateral con prótesis Endoesquelética y Exoesquelética. Ciencias de la Salud. Universidad del rosario. 2003
- X DEUTSCHMAN, Aarón D., MICHELS, C. E Wilson. Diseño de Maquinas. Compañía general continental, CECSA, México .1995
- XI DONATELLI, Robert. The biomechanics of the foot and ankle: F.A. Davis Company, 1990. p. 284

- XII GERE, James M. TIMOSHENCO, Stephen P. Mecánica de materiales. Internacional Thompson Editores. México.1998
- XIII GINSBERG Jerry H. Advanced Engineering, Dynamics, Cambridge University Press.1996.
- XIV Grupo de Bioingeniería, FACET Universidad Nacional de Tucumán, Argentina. *PROYECTO ORTOPIE*. Caracterización biomecánica de la estructura del conjunto pie-tobillo. Tucuman Argentina. 2003
- XV HERNÁNDEZ DÍAZ, Gloria Isabel. Minas antipersonales en Colombia costo físico y emocional. Umbral Científico, Fundación Universitaria Manuela Beltrán. Bogotá. 2006
- XVI HUGHES, Janet. CLARK, Meter. KLENERMAN, Leslie. The important of the toes in walking. British Editorial Society of Bone and Join Suegery. 1990
- XVII IGLESIAS ARROYO, Felipe. Fascitis plantar (plantar fascitis) y sus tratamientos: [www.efisioterapia.net](http://www.efisioterapia.net), 2006. p. 17
- XVIII LEE, Cynthia R.; FARLEY, Claire T. Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running, The journal of experimental biology, Great Britain, 1998. 10 p.
- XIX LOPES MELO, Sebastião Iberes. DOS SANTOS, Saray Giovanna. Antropometría Em Biomecânica: Características ,Princípios E Modelos antropométricos. Revista Brasileira de Cineantropometria Desempenho Humano. 2006.
- XX MANUAL PARA AMPUTADOS DE MIEMBRO INFERIOR. Institute Desvern
- XXI MERIAM J.L., Kraige L.G., Dinámica. Editorial Reverté, Barcelona 1999.
- XXII MOTT, Robert L. Diseño de Elementos de Máquinas. Prentice Hall Panamericana, México, 1995.
- XXIII MURDOCH, George. Niveles de amputación y factores restrictivos. Real Colegio de Cirujanos de Inglaterra. Tomo 40. 1969.
- XXIV NIETO MIRANDA J. Jesús; CARVAJAL ROMERO, Manuel F; URRIOLAGOITIA CALDERÓN G; HERNÁNDEZ-GÓMEZ, Héctor y MINOR-MARTÍNEZ, Arturo. Determinación de esfuerzos en el socket de una prótesis transtibial por medio del método del elemento finitos. Acta Ortopédica Mexicana. 2003.

- XXV PATIL, K. M.; BRAAK, L. H.; HUSON, A. Modeling Analysis of stresses in two-dimensional models of normal and neuropathic feet. Biomedical Engineering division, Department of applied mechanics. Medical & Biological engineering & Computing. July 1996.
- XXVI POLANCO GUTIÉRREZ, Ana María. Modelo biomecánico del pie para análisis de la marcha humana: Universidad de los Andes, 2004. p. 89
- XXVII RALSTON, H. J. Energy-speed relation and optimal speed during level walking, Laboratorio de biomecánica, Universidad de California, San Francisco y Berkeley, 1958, 7 p.
- XXVIII RASCH, Philip J y BURNE, Roger k. Kinesiología y Anatomía Aplicada. El Ateneo. 1985
- XXIX RIVERA SANCHÉZ, Ada N. Prótesis transtibial. Centro de competencias de la comunicación. Universidad de puerto rico en Humacao. 2004.
- XXX RODRÍGUEZ RODRÍGUEZ, Luís Pablo. Análisis de marcha. Factores modulares. Universidad Alfonso X el sabio. Revista Biociencias. Facultad de ciencias de la salud 2004
- XXXI SALTZMAN, Charles L. GLASOE, Ward M. YACK, H John. Anatomy and Biomechanics of the First Ray. Physical Therapy . Volume 79 . Number 9 . September 1999.
- XXXII SARRAFIAN, shahan k. TOPOUZIAN, levon k. Anatomy and Physiology of the Extensor Apparatus of the Toes. Department of Orthopedic Surgery, Northwestern University, Chicago.
- XXXIII SATARLY, B. FANG, A. SUN, W. SHOKOUFANDEH, A. REGLI, W. Three-dimensional reconstruction for medical-CAD modeling. Department of Mechanical Engineering and Mechanics. Computer-Aided Design & Applications, Vol. 2, Nos. 1-4, 2005, pp 431-438.
- XXXIV SERWAY, Raymond A. BEICHNER, Robert J. FISICA, Para Ciencias e Ingeniería. McGraw Hill. Mexico, D.F. 2002.
- XXXV SHIGLEY, Joseph E. MISCHKE, Charles R. Diseño en Ingeniería Mecánica. Mc Graw Hill. México. 1998
- XXXVI SOTO, V.M. y GUTIÉRREZ, M. Parámetros Inerciales Para El Modelado Biomecánico Del Cuerpo Humano. REVISTA MOTRICIDAD. 1996
- XXXVII VÁSQUEZ, Leonidas. Diseño de Máquinas I. UIS. 2005. p. 200.

XXXVIII VERGARA CABEZA, Inés Sofía. Análisis cinético de marcha para pacientes con prótesis de miembros inferiores. Universidad de los andes. Facultad de ingenierías. Ingeniería mecánica. Bogotá .2005

XXXIX WEBER, Wilhelm. WEBER, Eduard. Mechanics of the Human Walking Apparatus. Springer-Verlag Berlin Heidelberg. New York. 1992.

XL WINTER, David A. Biomechanics and motor control of human movement, John Wiley / Sons, Inc, Waterloo 1990.

XLI WOLF, Peter. Tarsal Kinematics. Swiss Federal Institute of Technology Zurich. 2006.

## Anexo I Listado de variables

$a$	Aceleración del sistema [ $m/s^2$ ]
$\alpha$	Aceleración angular de un cuerpo [ $rad/s^2$ ]
$I_1$	Inercia del conjunto brazos, cabeza y tronco [ $Kg \cdot m^2$ ]
$I_2$	Inercia del muslo [ $Kg \cdot m^2$ ]
$I_3$	Inercia de la pantorrilla [ $Kg \cdot m^2$ ]
$E_k$	Energía cinética del sistema [ $J$ ]
$E_p$	Energía potencial del sistema [ $J$ ]
$F$	Fuerza aplicada sobre un sistema [ $N$ ]
$F_x$	Fuerza reactiva en dirección <b>X</b> proveniente de la pierna en fase de balanceo, aplicado en la articulación de la cadera [ $N$ ]
$F_y$	Fuerza reactiva en dirección <b>Y</b> proveniente de la pierna en fase de balanceo, aplicado en la articulación de la cadera [ $N$ ]
$g$	Gravedad [ $9.807 m/s$ ]
$L$	Lagrangiano del sistema [ $J$ ]
$J$	Momento de inercia de una partícula [ $Kg \cdot m^2$ ]
$l_2$	Longitud entre el tobillo y el cóndilo femoral [ $m$ ]
$l_3$	Longitud entre el cóndilo femoral y el trocánter mayor [ $m$ ]
$m$	Masa total del sistema [ $Kg.$ ]

$m_1$	Masa del conjunto cabeza, brazos y tronco [Kg]
$m_2$	Masa del muslo [Kg]
$m_3$	Masa de la pantorrilla [Kg]
$M$	Momento o par resultante de un sistema [N-m]
$Q_i$	Fuerzas generalizadas genéricas
$Q_2$	Fuerza generalizada para la coordenada generalizada $q_3$ [N-m]
$Q_3$	Fuerza generalizada para la coordenada generalizada $q_2$ [N-m]
$Q_4$	Fuerza generalizada para la coordenada generalizada $q_1$ [N-m]
$Q_{22}$	Fuerza generalizada para la coordenada generalizada $q_6$ [N-m]
$Q_{33}$	Fuerza generalizada para la coordenada generalizada $q_5$ [N-m]
$Q_{44}$	Fuerza generalizada para la coordenada generalizada $q_{11}$ [N-m]
$Q_{55}$	Fuerza generalizada para la coordenada generalizada $q_8$ [N]
$Q_{66}$	Fuerza generalizada para la coordenada generalizada $q_{10}$ [N]
$q_1$	Coordenada generalizada que representa el ángulo de la masa del tronco con respecto a la horizontal en la pierna derecha [rad]
$q_2$	Coordenada generalizada que representa el ángulo del muslo derecho con respecto a la horizontal [rad]
$q_3$	Coordenada generalizada que representa el ángulo de la pantorrilla derecha con respecto a la horizontal [rad]
$q_5$	Coordenada generalizada que representa el ángulo del muslo izquierdo con respecto a la horizontal [rad]
$q_6$	Coordenada generalizada que representa el ángulo de la pantorrilla izquierda con respecto a la horizontal [rad]

- $q_8$  Coordenada generalizada que representa la posición del tobillo derecho en dirección horizontal con respecto a un sistema de referencia global [m].
- $q_{10}$  Coordenada generalizada que representa la posición del tobillo derecho en dirección vertical con respecto a un sistema de referencia global [m].
- $q_{11}$  Coordenada generalizada que representa el ángulo de la masa del tronco con respecto a la horizontal en la pierna izquierda [rad]
- $q_i$  Coordenada generalizada genérica
- $q_n$  Enésima coordenada generalizada
- $\dot{q}_1$  Derivada de la coordenada generalizada  $q_1$  con respecto al tiempo [rad/s]
- $\dot{q}_2$  Derivada de la coordenada generalizada  $q_2$  con respecto al tiempo [rad/s]
- $\dot{q}_3$  Derivada de la coordenada generalizada  $q_3$  con respecto al tiempo [rad/s]
- $\dot{q}_5$  Derivada de la coordenada generalizada  $q_5$  con respecto al tiempo [rad/s]
- $\dot{q}_6$  Derivada de la coordenada generalizada  $q_6$  con respecto al tiempo [rad/s]
- $\dot{q}_8$  Derivada de la coordenada generalizada  $q_8$  con respecto al tiempo [m/s]
- $\dot{q}_{10}$  Derivada de la coordenada generalizada  $q_{10}$  con respecto al tiempo [m/s]
- $\dot{q}_{11}$  Derivada de la coordenada generalizada  $q_{11}$  con respecto al tiempo [m/s]

$\dot{q}_i$	Derivada de la coordenada generalizada $q_i$ con respecto al tiempo
$\dot{q}_n$	Derivada de la coordenada generalizada $q_n$ con respecto al tiempo
$r_2$	Longitud entre el tobillo y el centro de masa de la pantorrilla [ $m$ ]
$r_3$	Longitud entre el cóndilo femoral y el centro de masa del muslo [ $m$ ]
$r_4$	Longitud entre el trocánter mayor y en centro de masa del conjunto brazos, cabeza y tronco [ $m$ ]
$R_{1x}$	Reacción horizontal en el tobillo derecho [ $N$ ]
$R_{2x}$	Reacción horizontal en el tobillo izquierdo [ $N$ ]
$R_{xj}$	Componente $x$ del desplazamiento ejercido sobre una fuerza externa en un sistema [ $m$ ]
$R_{1y}$	Reacción vertical en el tobillo derecho [ $N$ ]
$R_{2y}$	Reacción vertical en el tobillo izquierdo [ $N$ ]
$R_{yj}$	Componente $y$ del desplazamiento ejercido sobre una fuerza externa en un sistema [ $m$ ]
$R_{zj}$	Componente $z$ del desplazamiento ejercido sobre una fuerza externa en un sistema [ $m$ ]
$t$	Tiempo [ $s$ ]
$T_2$	Torque externo aplicado en la articulación del tobillo derecho [ $N\cdot m$ ]
$T_{22}$	Torque externo aplicado en la articulación del tobillo izquierdo [ $N\cdot m$ ]
$T_3$	Torque externo aplicado en la articulación de la rodilla derecha [ $N\cdot m$ ]
$T_{33}$	Torque externo aplicado en la articulación de la rodilla izquierda [ $N\cdot m$ ]
$T_4$	Torque externo aplicado en la articulación de la cadera [ $N\cdot m$ ]

$T_{44}$	Torque reactivo proveniente de la pierna en fase de balanceo, aplicado en la articulación de la cadera [N-m]
$V$	Velocidad absoluta del segmento [ $\frac{m}{s}$ ]
$v_x, v_y$	Componentes de la velocidad, $x$ e $y$ respectivamente [ $\frac{m}{s}$ ]
$\omega$	Velocidad angular [ $\frac{rad}{s}$ ]
$W$	Trabajo externo aplicado sobre el sistema [N-m]
$Y_{ref}$	Nivel de referencia del sistema [m]
$Y_{cmi}$	Posición del centro de masa del segmento $i$ [m]

## Anexo II Biomecánica del pie

En el cuerpo humano se encuentran diversas unidades motoras encargadas de realizar movimientos y acciones específicas entre las cuales se encuentran: los miembros superiores (MMSS), encargados de levantar, mover, empujar, y realizar otras acciones; la cabeza, encargada de comandar todas nuestras acciones, entre ellas, facilitar el contacto visual con diversas estructuras y mantener el equilibrio de nuestro cuerpo; el tronco, eje principal del equilibrio y la postura del cuerpo; los miembros inferiores (MMII) ejecutan la marcha; y el pie, encargado de realizar la función de apoyo y movimiento del cuerpo con o sin sobrecarga.

Entre las funciones que necesita realizar el cuerpo está la de lograr vencer diversos obstáculos de índole externo e interno. Los obstáculos externos son los encargados de impedir un movimiento suave y libre de limitaciones, obligando a emplear la musculatura corporal para lograr superarlos. Los obstáculos internos son los que el mismo cuerpo nos impone para realizar nuestros movimientos tales como, el hecho de no permitir un movimiento de 360 grados de rotación de la cabeza, lo que nos obliga a mover el tronco, el cuello y algunas veces hasta la rotación total del cuerpo.

Estas limitaciones internas del cuerpo se dan debido a la configuración de la estructura ósea, específicamente a la forma de los extremos distales de los huesos conformando así las articulaciones. Estas son el producto de la unión de dos huesos del cuerpo y su configuración define la dirección del movimiento y su angulación.

Entre las actividades cotidianas del hombre, se encuentra la traslación y rotación del cuerpo para lograr moverse de un lugar a otro. Estos movimientos emplean todos los segmentos del cuerpo como por ejemplo la cabeza, los miembros superiores, el tronco, los miembros inferiores y el pie, los cuales aportan, en su medida, un granito de arena para lograr la marcha natural del hombre.

Por consiguiente, el pie como elemento encargado de la propulsión y principal soporte del peso del cuerpo, es uno de los componentes principales en la realización de la marcha, por lo que exige la realización de un estudio completo, de su arquitectura anatómica, como al mismo tiempo a la necesidad de entender el papel que desempeña cada hueso, cada músculo, y cada tendón, en el desarrollo de estas funciones.

## GENERALIDADES DEL PIE

El pie es el eslabón más lejano de la cadena cinemática de las extremidades inferiores que posee la habilidad de atenuar y estabilizar fuerzas durante las fases de la marcha. Las fuerzas que se producen durante esta etapa son de compresión, tensión, corte y momentos, los cuales, de no estar debidamente distribuidos y controlados, pueden generar el rompimiento de tejidos conectores, tendones, músculos o ligamentos.\*

La composición ósea del pie se encuentra conformada por 26 huesos, distribuidos en tres secciones principales: la sección anterior, media y posterior,

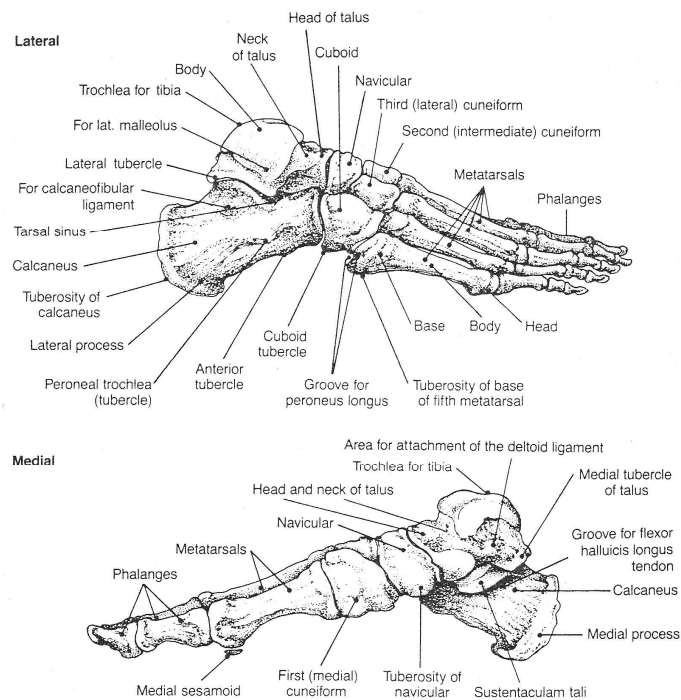
---

\* DONATELLI, Robert. The biomechanics of the foot and ankle: F.A. Davis Company, 1990. P. 284.

La sección media está constituida por los huesos navicular, el cuboides y parte de los cuneiformes con la función de transmitir parte de la carga a la sección anterior, a su vez que, es en esta sección donde se encuentran las articulaciones encargadas de mantener la estabilidad del pie en terrenos irregulares.

Figura 1. Otra clasificación de la composición se da mediante el tipo de hueso y debido a su distribución espacial. Esta división clasifica los huesos de la siguiente manera: 14 falanges, 5 metatarsianos y 7 huesos tarsianos.\*

Figura 48. Huesos del pie vistos desde la sección lateral y medial del pie. (Tomado de *The biomechanics of the foot and ankle* de Robert Donatelli).



\*CAILLIET, René. Tobillo y pie: F.A. Davis Company. 1971, p.173.

Las funciones principales en la posición bípeda de estas secciones son: la parte posterior, encargada de soportar la mayor parte del peso corporal; la parte media, comisionada para la transmisión de la fuerza entre la parte posterior y anterior y por último, la parte anterior, que realiza la adecuación del pie para todo tipo de superficie.

Los desempeños de estas secciones en la fase monopodal y en las fases de la ambulación serán detalladas más a fondo para contemplar las funciones y relaciones que se encuentran entre cada sección del pie, huesos, músculos y tendones que se conecten entre ellas en las siguientes secciones.

Composición y desarrollo óseo de las secciones del pie.

#### *Sección posterior*

Esta sección nace directamente bajo la tibia a la cual soporta. Está conformada por el astrágalo en el vértice del pie que hace parte de la articulación del tobillo y el calcáneo. La parte posterior del pie es la encargada de realizar el contacto primario con el suelo.

El calcáneo es el primer hueso del tarso en osificar; su centro de osificación aparece entre el quinto y el sexto mes de gestación y termina proceso cerca de los 16 años en las mujeres y a los 20 años para los hombres. Por otra parte, el astrágalo inicia su período de osificación a los 8 meses de gestación y finaliza cerca de los 17 años.\*

---

\* DONATELLI, p.284.

El astrágalo y el calcáneo se articulan en caras paralelas a la superficie generando una mayor adaptación del piso y balanceo del peso.

En el nacimiento, el bebé adquiere una posición de supinación del pie que es corregida mediante un cambio de la sección posterior del mismo. Otra característica es la presencia de un pie varo que es reducido debido a una rotación lateral de la cabeza y el cuello del astrágalo.

Después del nacimiento el bebé presenta un ángulo de varo del calcáneo muy acentuado que para la edad adulta disminuye hasta alcanzar unos 3.6 grados aproximadamente. Finalmente, una posición adducta de la parte anterior del pie es corregida con cambios en la posición del astrágalo y el calcáneo, en donde, el ángulo entre el cuello del astrágalo y el calcáneo decrece hasta tomar su valor final en la edad adulta que es de 23 grados. Por último, el ángulo entre la tróclea del astrágalo y el calcáneo se reduce de 9 grados en la infancia a tan solo 1 grado en la edad adulta.\*

### *Sección media del pie*

La sección media del pie está constituida por los huesos navicular o escafoides y cuboides. En esta zona la principal articulación presente es la mediotarsal, en la que se articulan estos dos huesos. El período de osificación de éstos es diferente puesto que la formación del hueso cuboides empieza a los 21 días de nacimiento del bebé, mientras que para el hueso navicular empieza alrededor del 3° año para

---

\* *Ibíd.*, p. 290.

los niños y del 2º año para las niñas, otorgándole el título de ser uno de los últimos huesos del pie en formarse. Curiosamente, el final de la etapa de osificación de estos huesos es alrededor de los 17 a 18 años; esta particularidad hace que el tamaño del cuboides sea mayor que el del navicular.

### *Sección anterior del pie*

La sección anterior del pie está conformada por los tres huesos cuneiformes, 5 huesos metatarsianos y 14 falanges, en donde el 1º dedo del pie o grueso artejo es el único que está formado por dos falanges, y los dedos restantes por tres falanges cada uno.

Durante la gestación el desarrollo de los metatarsianos se lleva a cabo entre la octava y décima semana de vida. El primer metatarsiano se desarrolla de manera más rápida que el segundo y luego, después del nacimiento, todos crecen en la misma proporción. El ángulo entre el primero y segundo metatarsiano toma transiciones durante la infancia, empezando en 32 grados después del parto y finalizando en 6.2 grados en la edad adulta.

El primer metatarsiano es más corto y más grueso que los otros cuatro, con el fin de otorgar mejores parámetros dinámicos a la articulación metatarso-falangeal. Por otra parte, la zona falangeal se encuentra dividida en tres, siendo la primera la más prominente y alargada de todas.

### *Desarrollo óseo del pie durante la infancia*

Durante la infancia el pie se caracteriza por tener una excesiva pronación debido a que el arco medial se encuentra ocupado por una gruesa almohadilla que

posteriormente se distribuirá uniformemente por toda la planta del pie. Se destaca además, que el pie posee unos rangos de movilidad amplios y llega a tener, aproximadamente, hasta 50 grados de rotación en la articulación astrágalo-calcáneo; mientras que en la articulación talocrural presenta un rango de dorsiflexión de 20 a 50 grados.

A la edad de 6 años los huesos del pie toman su respectivo lugar para desempeñar las funciones que le permitan desarrollar el patrón de marcha característico para el resto de su vida.

Finalmente, a la edad de 12 años el individuo ha alcanzado alrededor del 90% del tamaño final de un pie adulto. En promedio, el pie crece alrededor de 0.9 cm., en el período comprendido entre los 5 y 12 años y se considera que aproximadamente entre los 14 a 16 años se culmina su desarrollo.

## MECÁNICA Y ANATOMÍA DEL PIE

Las articulaciones principales en el análisis del equilibrio y durante la ambulación son: talocrural (tobillo), subtalar (astrágalo-calcáneo), mediotarsal, tarso-metatarsal y por último, la metatarso-falángica.

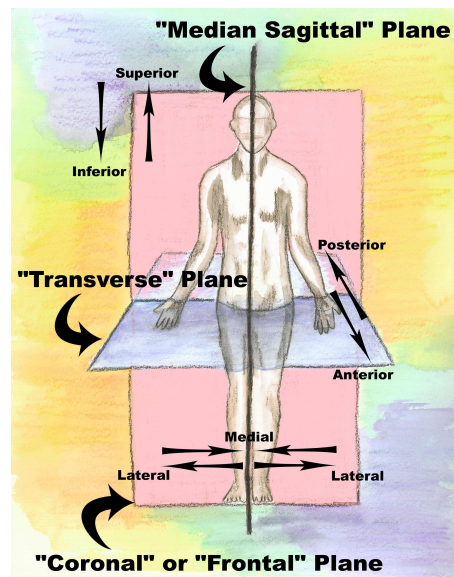
Estas articulaciones cumplen funciones específicas y un movimiento particular e individual durante la marcha. Sin embargo, si por alguna circunstancia se afecta una articulación esto repercutirá directa o indirectamente a las demás. Por ello, el pie tiene articulaciones que trabajan de forma individual; pero, de haber alguna alteración o malformación en una de ellas, las demás se verán afectadas.

## Planos principales del cuerpo

En el proceso de análisis y descripción del movimiento siempre se utilizará un plano de referencia acorde con el movimiento a describir. Los planos más utilizados en la descripción de la marcha son: el *transverso*, *sagital* y por último, el *frontal*.

El plano transverso es cuando se realiza un corte paralelo al piso, pasando por el centro de masa. El sagital es cuando se realiza un corte por el centro de masa, el cual produce un corte simétrico del cuerpo. El plano frontal es un plano que pasa por el centro de masa, paralelo a una línea imaginaria que une a los dos hombros, generando una sección posterior y una sección anterior.

Figura 49 Planos coordenados del cuerpo. (Tomado de Anatomic Terminology del Grupo de Neurocirugía Médica del Norte de California).



Al hacer referencia al pie, se encuentran una serie de movimientos en los cuales se describen en cada uno de los planos anteriormente mencionados. Entre los movimientos se pueden encontrar los siguientes:

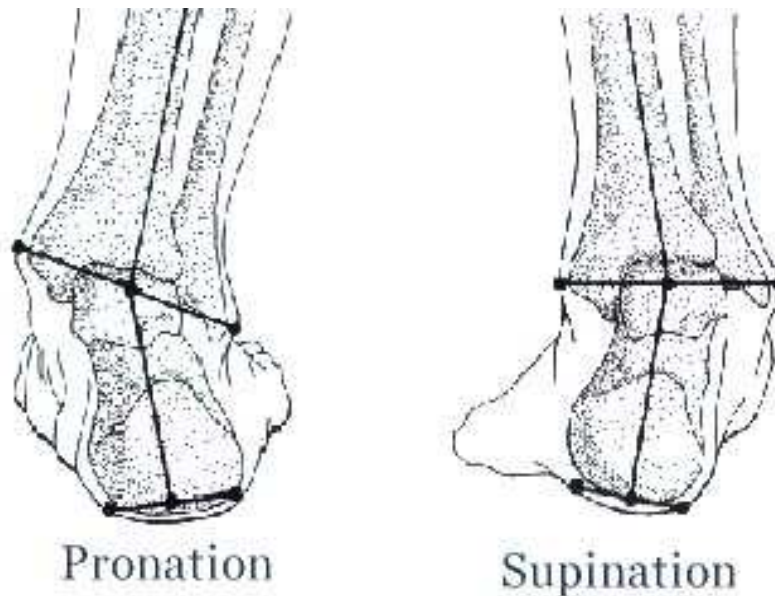
- En el plano frontal se define la inversión y la eversión del pie. Este movimiento describe una rotación tomando como eje una línea imaginaria en la misma dirección de la extremidad. Se puede apreciar en la Figura 2.
- En el plano sagital se presentan la flexión plantar o plantiflexión y la flexión dorsal o dorsiflexión, Estos movimientos realizan una rotación del pie hacia arriba y hacia abajo, simulando una bisagra simple. La plantiflexión es la encargada de rotar el pie alejándolo de la tibia, mientras que la dorsiflexión es la encargada de acercarlo. Este movimiento se aprecia en la Figura 3.
- En el plano transversal se observan los movimientos de abducción y aducción, encargados de rotar el pie en torno a un eje paralelo a la tibia. (La dirección de este eje está con una leve desviación a la tibia, la cual se explicará más adelante, pero para la descripción del movimiento se definió de esta forma.) Se observa en la Figura 4 .

#### Movimientos combinados de las articulaciones

Las articulaciones del pie tienen un comportamiento similar a una bisagra simple debido a que su movimiento ocurre perpendicular a un eje. Sin embargo, en articulaciones tales como la metatarso-falángica y la talocrural entre otras, esto no se cumple debido a que tienen más de un grado de libertad que proporciona más de un movimiento en los planos cardinales del cuerpo. Algunos movimientos no son apreciables a simple vista debido a que el movimiento que realizan es interno: buscan acomodar los huesos a la superficie en la que se están apoyando.

Anteriormente se mencionaron los movimientos que presenta el pie en cada plano del cuerpo. Pero nunca se mencionó el hecho que las articulaciones presenten movimientos combinados. Este es el caso de la supinación y la pronación. La supinación es la combinación de la flexión plantar, adducción e inversión. Por el contrario, la pronación es la combinación de la dorsiflexión, abducción y eversión.

Figura 50 Pronación y supinación del pie. (Tomado de Orthotics de Steenwyk Custom Shoes & Orthotics).



#### Mecánica de las articulaciones

Para la definición de la mecánica de las articulaciones el pie se dividirá en tres secciones: sección posterior, como la parte del pie que posee el tobillo; sección media o parte del pie que se encuentra entre el tobillo y los metatarsos; y, por último, la sección anterior, que tiene los metatarsos y los dedos del pie.

### *Sección posterior*

En la sección posterior se encuentran la articulación talocrural (tobillo) y la astrágalo-calcánea. Esta sección del pie es la encargada de realizar el primer contacto con el piso en la fase de apoyo durante un ciclo de marcha. La componen el astrágalo, el calcáneo y se podría decir que el extremo distal del peroné y la tibia también hacen parte de esta sección.

- Articulación talocrural

Figura 51 Articulación talocrural. (Tomado de Esguince de Tobillo de Danza en Español escrito por Alejandro González Della Valle).

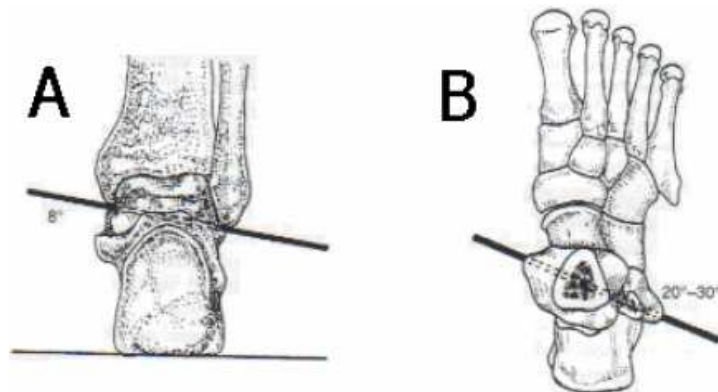


Generalidades: Esta articulación consta de tres articulaciones: la tibio-talar (entre la tibia y el astrágalo); fíbulo-talar (el peroné y el astrágalo) y la tibio-fibular (la tibia con el peroné). Se localiza entre la tibia, el peroné y el astrágalo, más exactamente se encuentra conformada por el extremo distal de la tibia, su maléolo medial y el maléolo lateral del peroné. Su movimiento principal es el movimiento en el plano sagital, dorsiflexión y plantiflexión.

Mecánica: El eje de movimiento se encuentra orientado hacia fuera y hacia atrás cuando se observa desde el plano transversal, y hacia fuera y hacia abajo cuando

este se observa desde el plano frontal. En el plano transverso, tiene una desviación aproximada de  $8^\circ$  con respecto a la horizontal y en el plano frontal, tiene una desviación de  $20^\circ$  a  $30^\circ$  grados aproximadamente [¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.] -como se aprecia en la Figura 52- permitiendo que la articulación logre absorber movimientos rotacionales de la pierna y suavizar la marcha. Esta desviación no es constante debido a la movilidad de los huesos durante el ciclo de marcha. Para simplificar el tratamiento y el análisis de la misma se suele tomar una dirección promedio que es la utilizada en el ámbito médico.

Figura 52. Desviación con respecto al plano frontal (A); desviación con respecto al plano transversal (B). (Tomada de Modelo Biomecánico del Pie para Análisis de la Marcha de Ana María Polanco Gutiérrez).



El tobillo además de tener el movimiento de flexión plantar y dorsal también tiene la habilidad de lograr movimientos en los tres ejes simultáneamente; más precisamente, tiene libertad de realizar la supinación y la pronación. Esto es gracias a la oblicuidad de los ejes con respecto a los planos cartesianos del cuerpo.

Un ejemplo claro de la oblicuidad de los ejes es la siguiente: La pierna se encuentra fija y el pie se encuentra relajado (cadena cinemática abierta); en estas circunstancias, el pie hace dorsiflexión y simultáneamente realiza la abducción. En sentido contrario, cuando el pie se encuentra relajado y haciendo plantiflexión, este realiza simultáneamente adducción.

Estabilidad: La estabilidad del tobillo se ve afectada por diversos factores: la congruencia superficial articular, la orientación de los ligamentos y la posición del tobillo en el momento del esfuerzo.\* Sin embargo, McCullough and Burge adicionaron a estos factores la acción muscular en la estabilidad dinámica.

Entre estos factores se encuentra que los ligamentos son los encargados de realizar la mayor parte de la estabilidad estructural cuando el pie se encuentra en la fase de balanceo o en la fase de descarga. Sin embargo, la congruencia superficial, encargada de la mayor estabilidad en la fase de soporte, no aporta ningún tipo de estabilidad en la fase de balanceo. Entre los ligamentos encargados de controlar y generar estabilidad se encuentran, deltoideo y lateral colateral.

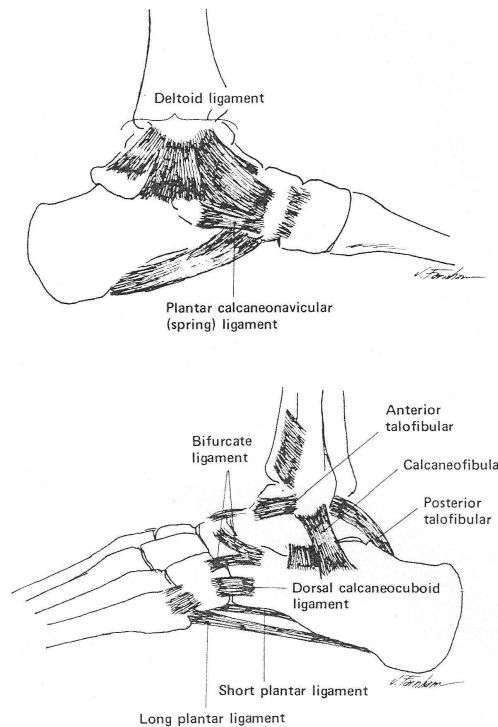
El ligamento lateral colateral –según explica Donatelli- está compuesto por tres bandas y sostiene la parte lateral del tobillo. Estas son: el ligamento peroneo-astragalino anterior, que inicia en el cuello del astrágalo y finaliza en el maléolo del peroné; el ligamento calcáneo-peroneo, que abarca desde el calcáneo hasta la punta del peroné; el ligamento astrágalo-peroneo posterior, que comprende desde el cuerpo del astrágalo hasta la punta del peroné.

---

\* DONATELLI, Robert. The biomechanics of the foot and ankle. 1990.

El ligamento deltoideo se encuentra en la sección interna de la articulación del tobillo. Está comprendido entre el maléolo interno del navicular, pasa por el apófisis menor del calcáneo y termina en la parte posterior del astrágalo. Se compone de cuatro bandas: la tibio-navicular, astrágalo-tibial anterior, el calcáneo-tibial y el astrágalo-tibial posterior.

Figura 53. Ligamentos principales en la articulación talocrural. (Tomado de the Biomechanics of The Foot and Ankle de Robert Donatelli).



Para comprender un poco el funcionamiento de los ligamentos, a continuación se explicará brevemente como se realiza la dorsiflexión.

En el momento de la dorsiflexión el peroné hace una pequeña elevación haciendo que las fibras del ligamento interóseo -que está sujeto de la parte interna de la

tibia hasta la parte interna del peroné- se elevan hasta llegar a una posición casi horizontal. Se logra ensanchar el tobillo permitiendo que la parte más ancha del astrágalo se introduzca en él. \*

Los ligamentos laterales colaterales se encuentran intersectados por el eje de rotación de la articulación, lo que permite que en todo momento se encuentren tensos. Estos ligamentos ofrecen una resistencia de un 87% a sufrir una inversión en la fase de balanceo, especialmente el ligamento calcáneo-peroneo. En la fase de apoyo, el grado de plantiflexión y dorsiflexión se ve limitado por la combinación alternada de tensión y relajación que existe entre los ligamentos medial anterior y medial posterior.

Por el contrario, el ligamento deltoideo es el encargado de entregarle estabilidad al tobillo en la fase de balanceo evitando la eversión del mismo. Este ligamento ofrece resistencia a la eversión hasta un 83%. \*\*

En la fase de apoyo los ligamentos talo-fibular anterior y deltoideo son los principales en controlar la rotación interna. Por otro lado, la rotación externa es controlada por el ligamento calcáneo-peroneo. Otra función que tiene el ligamento deltoideo junto con el ligamento tibio-fibular distal, es evitar una rotación anormal del astrágalo.

---

\* CAILLIET, René. Tobillo y pie. F. A. Davis Company. 1971. P.173.

\*\* DONATELLI, Robert. The biomechanics of the foot and ankle: F.A. Davis Company, 1990. p.284

Durante la fase de flexión plantar, el ligamento talo-fibular posterior es el principal estabilizador del movimiento.

El movimiento del astrágalo está limitado especialmente por la conformación ósea medial y lateral del pie. La inclinación del mismo es debido a esfuerzos en valgo, movimientos anteriores y a una inclinación lateral.

La consideración final concerniente al tobillo es la capacidad de carga. Frankel reportó que el área superficial que soporta la carga en el tobillo es de 11 a 13 cm<sup>2</sup> aproximadamente, alcanzando a recibir aproximadamente un 49.3% del peso corporal. Este peso es distribuido entre la articulación tibio-talar y la fibulo-talar, encargándose esta última de la sexta parte de la fuerza. Dicha articulación es un elemento muy bien diseñado debido a que el área superficial es bastante grande y genera esfuerzos menores comparados incluso con los de la rodilla o la cadera.

- Articulación astrágalo-calcánea

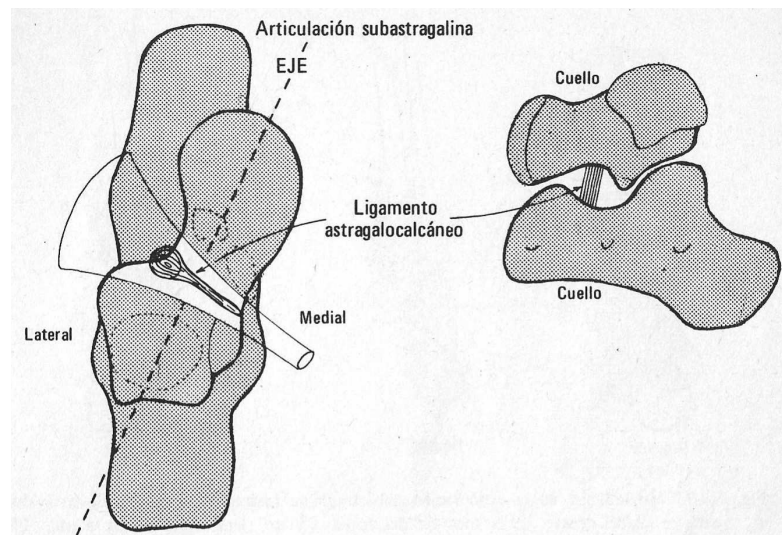
Generalidades: La articulación astrágalo-calcánea consta de dos articulaciones: la posterior y la subastragalina que permite el movimiento en varias direcciones. El movimiento principal que generan estas articulaciones son la inversión y la eversión que dan la estabilidad del pie.

Otra función de esta articulación es la de actuar como un convertidor de torque en donde la rotación en el plano transversal de la pierna es atenuada por la articulación astrágalo-calcánea, la cual se ve dependiente del surco del tarso.

Esta articulación se encuentra dividida por un canal oblicuo llamado surco del tarso, en dos cámaras sinoviales correspondientes a cada articulación. Este surco se encuentra conformado por el canal del astrágalo y por el canal del calcáneo, los cuales se oponen uno frente al otro generando un túnel en forma de embudo con su parte más ancha en el extremo lateral del pie.

Mecánica: El movimiento de la articulación astrágalo-calcanea se genera perpendicular a un eje oblicuo que corresponde al eje formado por el cuello del astrágalo y la porción posterior y lateral del calcáneo. Este eje tiene una dirección promedio entre 42 a 45 grados con respecto de la horizontal y de 16 a 23 grados con la línea media del pie. (Donatelli y Cailliet, 1971.)

Figura 54. En la fotografía de la izquierda se observa la representación del surco del tarso visto desde el plano transverso; y en la de la derecha, desde el plano sagital. (Tomado de Tobillo y Pie de Rene Cailliet.)



Dicha inclinación genera un movimiento triplanar de pronación y supinación. Estos movimientos se pueden determinar a partir de mediciones de la inversión y la

eversión que tenga el calcáneo. Root y sus colaboradores determinaron una relación de inversión a eversión aproximada entre 2:3 a 1:3, 20 grados de inversión y 10 grados de eversión.

Para permitir la cantidad necesaria de supinación y pronación durante la fase de apoyo, la articulación debe funcionar lo más cerca posible a la posición neutral; de lo contrario, generará efectos nocivos tales como la disminución en la absorción de choques y conversión de torque.

Los elementos encargados de controlar la cantidad de eversión e inversión son los huesos y tejidos blandos. Entre los tejidos blandos que se encargan del control de la inversión se encuentran: el ligamento cervical, el ligamento calcáneo-fibular, los tendones y músculos evertores, entre otros.

De otra parte, para el control de la eversión del calcáneo se encuentra el ligamento cervical, la porción tibio-calcáneo del ligamento deltoideo, el ligamento medial talo-calcaneal, los tendones y músculos posteriores a la tibia y por último los flexores digitales largos.

Durante la marcha normal se perciben rotaciones en el plano transversal de la pierna; por ejemplo, el ligamento anterior tibio-talar es el encargado de transmitir la rotación interna de la tibia al astrágalo. Por otro lado, el ligamento posterior talo-tibial es el encargado de transmitir la rotación externa de la tibia al talón. Una situación en donde estos ligamentos se emplean es durante la fase de apoyo; allí se puede apreciar una rotación de 19 grados de la tibia sobre el pie.

La rotación de la tibia exige un mecanismo que permita el movimiento debido a que el pie no rota lo suficiente durante la fase de apoyo para absorber el movimiento. El mecanismo encargado de la rotación es la articulación astrágalo-calcáneo que - mediante un movimiento interno de los huesos- permite la rotación de la tibia. A continuación se hará una descripción más detallada de la rotación interna de los huesos.

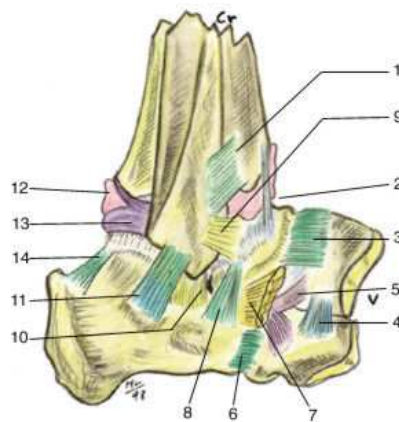
Al comienzo de la fase de apoyo, la tibia rota internamente haciendo que el astrágalo convierta la rotación de la tibia -en el plano transverso- a una rotación en el plano sagital (generando una flexión plantar) y transverso (generando una adducción), simultáneamente. De igual forma, el calcáneo gira para lograr una eversión del pie que permite la transmisión completa del torque. Finalizando la fase de apoyo, la tibia rota internamente empujando el astrágalo a la abducción y la dorsiflexión. Al mismo tiempo, el calcáneo invierte su movimiento para completar la conversión total del torque.

Estabilidad: En un estudio realizado a 100 personas y sus diferentes calcáneos se identificaron tres superficies disímiles de la articulación astrágalo-calcáneo. La primera fue una forma ovoide; la segunda fue una superficie en forma de fríjol de aspecto delgado en la parte media y por último, dos superficies articulares separadas.

Beath y Harris reportaron cambios en la zona medial del calcáneo que afecta la estabilidad de la articulación. La clasificación de la estabilidad fue dada como débil, moderada o fuerte. Así, el nivel de estabilidad depende principalmente de la distancia medial que existe a la sección anteromedial del calcáneo.

La estabilidad de la articulación, se ve afectada por la resistencia que los ligamentos ofrecen. Este grupo de ligamentos se puede dividir en dos: una estructura superficial y una estructura profunda. Entre los ligamentos superficiales se encuentran el lateral y el ligamento posterior astrágalo-calcáneo; y entre la estructura de ligamentos profundos se localizan los ligamentos interóseo, cervical y axial. Viladot, Lorenzo y sus colaboradores definen al ligamento cervical como el encargado de evitar la inversión y la eversión.

Figura 55. Ligamentos de la sección posterior del pie. (Tomado de Anatomy of the Talus and Surrounding Bony and Articular Structures de Maurice Laude).



1 - Ligamento tibio-peroneal anterior e inferior

2 - Refuerzo capsular oblicuo anterior

3 - Ligamento astrágalo-navicular

4 - Ligamento cuboideo-navicular dorsal

5 - Las dos extremidades de la bifurcación del ligamento

6 - Ligamento dorsal calcáneo-cuboide

7 - Flexor digital corto

8 - Ligamento cervical

9 - Ligamento anterior astrágalo-calcáneo

10 - Ligamento lateral astrágalo-calcáneo

11 - Ligamento calcáneo-fibular

12 - Ligamento posterior intermaleolar

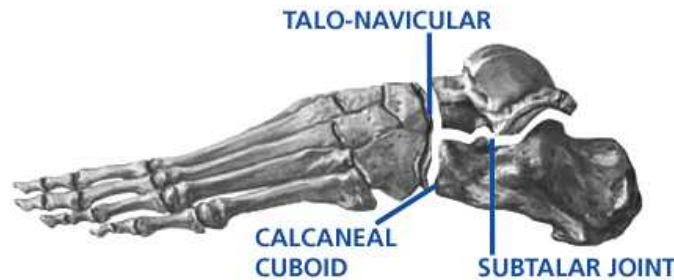
13 - Ligamento posterior talo-fibular

14 - Ligamento posterior astrágalo-calcáneo

El ligamento más importante en la articulación es el que cruza el canal del tarso, llamado ligamento astrágalo-calcáneo o axial y conecta el calcáneo con el astrágalo. Está básicamente conformado por fibras de colágeno. Este ligamento es bastante grueso, fuerte y limita la eversión.

### *Sección media*

Figura 56 Articulación talo-navicular (tomado de Ankle Anatomy: Chicago Foot and Ankle Deformity Correction Center).



La sección media del pie se encuentra compuesta por cinco huesos tarsianos: el navicular, cuboide y tres cuneiformes. Al mismo tiempo, tiene básicamente dos articulaciones: la astrágalo-navicular y la calcáneo-cuboide. La astrágalo-navicular es la articulación que une el astrágalo con el navicular, mientras que la calcáneo-cuboide es la articulación que une el calcáneo con el cuboide.

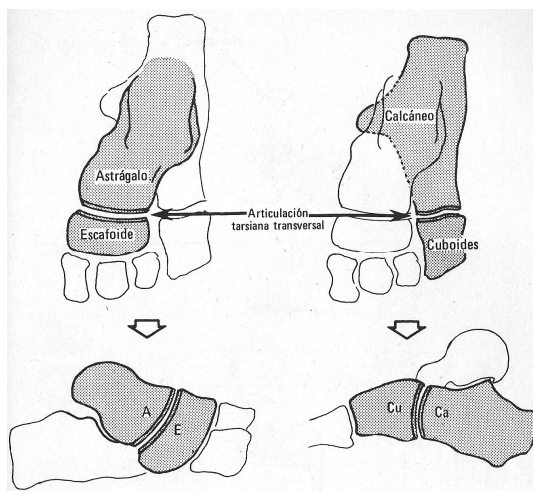
Es posible lograr la representación y el análisis de estas dos articulaciones como una sola; se le reconoce con el nombre de articulación mediotarsal, articulación media del tarso o la articulación de Chopart. Estas articulaciones permiten aplanar o recuperar el arco del pie, y simultáneamente, una traslación suave durante la marcha mediante la absorción de choques. Lo anterior permite al pie adquirir la mejor posición adecuada para cada tipo de superficie.

En lo que respecta a la articulación astrágalo-navicular se puede afirmar que es la encargada de facilitar la inversión y la eversión del pie.

Por otra parte, la articulación calcáneo-cuboidea tiene un rango limitado de movimiento que permite la abducción y la adducción.

Mecánica y estabilidad: La articulación calcáneo-cuboidea tiene una apariencia similar a una silla de montar. Tienen dos superficies: una cóncava y una convexa las cuales se encuentran perpendiculares una de la otra. La superficie convexa pertenece al plano transversal, mientras que la superficie cóncava se encuentra perpendicular al plano transversal. En el caso que las superficies encajen perfectamente, una con respecto a la otra, esto generaría la posibilidad de tener una rotación pura de la articulación y se consideraría como un pivote.

Figura 57. Articulación calcáneo-cuboidea y articulación astrágalo-navicular. Se observan las articulaciones que componen la articulación mediotarsiana. (Tomado de Tobillo Y Pie de Rene Cailliet).



La rotación de la articulación mediotarsal permite que la parte posterior del pie rote en la punta. El navicular y el cuboide se mueven como un conjunto con la parte anterior del pie debido a que tiene un movimiento relativo muy pequeño. Por lo tanto, la parte anterior del pie es capaz de mover el astrágalo y el calcáneo solo con la utilización de la articulación mediotarsal.

Como dicha articulación se compone de dos articulaciones diferentes tiene la capacidad de generar movimientos en dos planos. Para lograrlo, cada articulación tiene su propio eje de rotación.

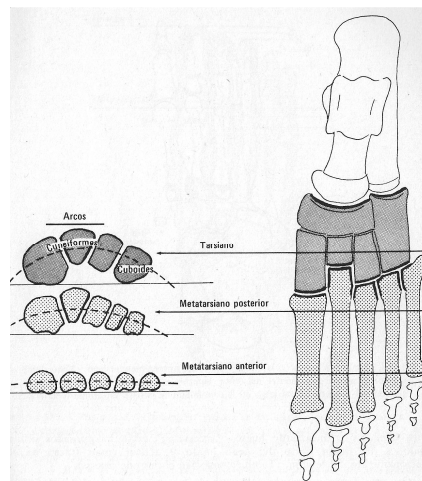
El primer eje de rotación es longitudinal con una desviación de 15 grados ascendentemente visto desde el plano transversal y 9 grados con respecto al plano sagital, lo que le permite realizar los movimientos de inversión y eversión de esta articulación. El tipo de rotación que presenta es una rotación similar a la de un tornillo, puesto que cuando estos huesos rotan, simultáneamente realizan traslación frontal. En el momento en que el navicular se encuentra rotando, este libera al talón, permitiéndole desplazarse hacia atrás.

La articulación calcáneo-cuboidea realiza una rotación en la fase de despegue de la marcha; el momento presente en el calcáneo y en el cuboide produce una fijación sobre este último. Esta fijación conlleva a transformarlo en una cavidad la cual es utilizada para alojar el músculo peroneo largo, el cual produce una flexión del metatarsiano del dedo gordo, también conocido como primer metatarsiano o primer rayo.

El segundo eje de la articulación mediotarsal se encuentra dirigido unos 52 grados con respecto a la horizontal y 57 grados con respecto al plano frontal. Los movimientos presentes en torno al eje oblicuo son los de dorsiflexión y abducción o por el contrario, flexión plantar y adducción.

La estabilidad de la articulación se ve afectada con la dirección de los ejes. En el caso que la dirección del eje de la articulación astrágalo-navicular y el eje de la articulación calcáneo-cuboídea se encuentren paralelos, esto permite que el rango de abducción y adducción aumente llegando a producir inestabilidad del pie. Esta situación se ve claramente cuando el pie se encuentra en pronación.

Figura 58. Arco formado por los cuneiformes y el cuboide en la sección media. (Tomado de Tobillo Y Pie de René Cailliet).



En el caso contrario, si los ejes se encuentran en una situación divergente, esto haría que los rangos de abducción y adducción disminuyeran generando un movimiento más restringido y se lograría por tanto, aumentar la estabilidad de la

articulación. Esta función asociada con la función de los ligamentos interóseos son los factores por los cuales, el pie en la posición supina es más estable.

En la sección media, los cuneiformes y el cuboide se encuentran fuertemente enlazados por los ligamentos interóseos que son los encargados de formar el arco rígido transversal, Figura 58. El segundo cuneiforme es el principal de estos. Dicho arco se empieza a reducir mientras se extiende sobre la longitud del pie hasta llegar a eliminarlo, próximo a la articulación metatarso-falángica.

#### *Sección anterior*

La sección anterior del pie se encuentra compuesta por los 5 huesos metatarsianos y las 14 falanges que son las que conforman los dedos de los pies. Las articulaciones que conforman son: la tarsometatarsal, encargada de hacer el empalme entre la sección media y la sección anterior del pie; la articulación metatarsofalángica, que existe entre los metatarsos y las falanges; y por último, las articulaciones interfalángicas que se encuentran entre dos falanges sucesivas.

Dicha sección tiene su importancia a nivel de todo el pie puesto que esta articulación es la que le brinda la mayor estabilidad en las superficies irregulares. Esto se logra mediante la estabilidad de los metatarsianos y la buena movilidad que tengan las articulaciones de la sección.

Los encargados de soportar el peso corporal en esta sección son los metatarsianos, mientras que los dedos cumplen la función de generar la estabilidad de esta sección. Esta zona se ve afectada por el pulgar del pie. En caso de amputación, es muy difícil y casi imposible lograr un patrón de marcha

normal y la posición bípeda se vería alterada por la inestabilidad que produce la falta del primer dedo del pie.

La articulación tarsometatarsal es la encargada de permitir la flexión y extensión de los huesos tarsales y un cierto grado de supinación y pronación de los metatarsos. Como Hicks definió, de la combinación de movimientos en el plano sagital y la rotación axial del primer y quinto metatarsiano, resulta una rotación de supinación y pronación de la parte delantera del pie.\*

Para lograr la supinación es necesario que ocurra una extensión del primero y una flexión del quinto metatarsiano. Por el contrario, para lograr la pronación es necesario una flexión del primer metatarsiano y una extensión del quinto metatarsiano.

Para conseguir los giros de pronación y supinación de la parte delantera del pie es necesario tener movimientos enlazados de las articulaciones mediotarsal, y subtalar. No obstante, los resultados de la rotación se dan gracias de los movimientos de los metatarsianos.

- Metatarsianos

Los metatarsianos son huesos largos que se pueden considerar como vigas y soportan parte del peso del cuerpo. Se encuentran articulados por sus partes posteriores con los tres cuneiformes y con el cuboide.

---

\* La afirmación de este enunciado fue extraída de la obra de DONATELLI, Robert. The biomechanics of the foot and ankle: F.A. Davis Company, 1990, p.284.

Las bases del tercer, cuarto y quinto metatarsiano son de forma oblicua y permiten el movimiento de rotación entre ellos. El quinto metatarsiano, en contacto con la base del cuarto y del cuboide, describe un arco mayor permitiendo incrementar la concavidad de la planta del pie.

El primer metatarsiano es el más grueso y corto de todos. Tiene una superficie dos veces más ancha que el segundo de los metatarsianos y cuatro veces más fuerte que él. Igualmente posee una base que le permite no solo la flexión plantar y dorsal, sino también la rotación en un arco sobre el segundo metatarsiano y un deslizamiento suave sobre el primer cuneiforme. En este se encuentran los tendones del tibial anterior y el peroneo lateral largo que se insertan en la superficie plantar del primer metatarsiano y generan una estabilización dinámica en la fase de propulsión de la marcha. Finalmente, la inclinación del primer metatarsiano con respecto a la horizontal es más grande que los demás, por lo que reduce los esfuerzos de corte y flexión en la fase de apoyo.

Los cinco metatarsianos se encuentran unidos por un tejido blando conocido como la Aponeurosis plantar o fascia plantar. Es una lámina facial muy resistente y de aspecto nacarado, muy gruesa en la parte posterior y delgada en la anterior. Se encuentra fija posteriormente en la apófisis medial y lateral de la tuberosidad del calcáneo, y en la parte anterior termina en la articulación metatarsalángica. Se encuentra formada por fibras de colágeno transversales y longitudinales.\*

---

\* IGLESIAS ARROYO, Felipe. Fascitis plantar y sus tratamientos. [www.efisioterapia.net](http://www.efisioterapia.net). 2006., p.17

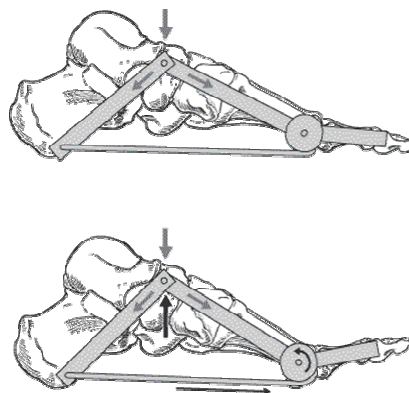
Muchos autores definieron que el arco plantar no está soportado por ningún músculo sino que se encuentra controlado por el mecanismo de “windlass”, importante debido a que convierte al pie en una palanca rígida en la fase de despegue.

Figura 59. Fascia plantar en el plano transverso y sagital. (Tomado de Fascitis Plantar (Plantar Fasciitis) y sus Tratamientos de Felipe Iglesias Arroyo).



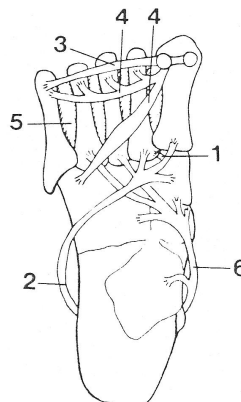
El mecanismo de “Windlass” lo forman dos barras rígidas y un elemento deformable, aponeurosis plantar que logra atenuar las fuerzas verticales del cuerpo sobre el pie durante la fase de apoyo.

Figura 60. Efecto de “windlass”. El aponeurosis logra elevar el arco plantar en forma pasiva. (Tomado de Plantar Fasciitis (Heel Pain) de Timothy Daniels).



La parte anterior del mecanismo “Windlass” se encuentra soportada por la cabeza de los metatarsianos, mientras que la parte posterior lo hace por el calcáneo. Los metatarsianos trabajan como un todo debido a que son mantenidos juntos mediante ligamentos y músculos que previenen que se separen. Entre estos elementos encontramos: el ligamento de Lisfranc, el ligamento transverso metatarsal, los músculos interóseos, el músculo peroneo largo, el músculo adductor del Hallux, entre otros.

Figura 61. Elementos que previenen la separación de los metatarsianos. 1) ligamento de Lisfranc. 2) Tendón peroneo largo. 3) Ligamento transverso metatarsal. 4) Adductor del Hallux. 5) Músculos interóseos. (Tomado de *The Biomechanics of the Foot and Ankle* de Robert Donatelli).



Cavanagh reportó que los picos de presión durante la marcha, en la cabeza de los metatarsianos, fueron 2.5 veces menores que los picos de presión en el talón. De esta manera, el 60% del peso es soportado por el calcáneo; el 28% por la cabeza de los metatarsianos; el 8% por la parte media del pie y lo restante se soporta gracias a la acción de los dedos. \*

---

\* CORNER, John Michael's. Lower Limb prostheses. Universidad de New York. 1986., 354 p.

Cuando el cuerpo se encuentra de pie, los picos de presión que se presentan corresponden a un 30% de los picos que se producen durante la marcha y un 16% de los que se producen durante el trote.\*\* Estos picos de presión presentes en la sección anterior del pie se encuentran enfocados en las cabezas del segundo y tercer metatarsiano; por ello, en estas zonas, los picos de presión son aún mayores. La carga excesiva en el segundo y tercer metatarsiano permite que el primer metatarsiano tenga más funciones dinámicas y no de soporte, durante la fase de despegue.

Aunque existan unos picos de presión mayores en los metatarsianos dos y tres, esto no implica que el soporte de la mayor parte de los metatarsianos no se dé en el primer metatarsiano. Lo anterior significa que el área del segundo y tercer metatarsiano es mucho menor al primer metatarsiano y por lo tanto, genera presiones y esfuerzos mayores. El 28% soportado por los metatarsianos se distribuye de la siguiente manera: un tercio en la cabeza del primer metatarsiano (aproximadamente 9%) y lo restante se distribuye uniformemente en la cabeza de los otros cuatro metatarsianos (aproximadamente 4.7%). (Corner, John. M., 1986).

- Dedos

La importancia de los dedos durante la marcha radica en la estabilización longitudinal del arco medial y el hecho de mantener el contacto del pie sobre el piso. Estos alcanzan a soportar un 40% del peso corporal total en la fase final de apoyo. Durante esta etapa de apoyo, las fuerzas son atenuadas por la tensión de los tendones flexores del dedo gordo y los recubrimientos del mismo. Cuando el

---

\*\* DONATELLI, Robert. \_\_\_\_\_. 1990.

cuerpo se encuentra en posición erguida o de pie, los picos de presión en los dedos son casi despreciables.

Los dedos tienen principalmente dos movimientos. En el plano sagital tienen uno de flexión y extensión mientras que en el plano transversal tienen los movimientos de abducción y adducción. Para lograr tensión en la aponeurosis plantar, es necesario generar rangos de dorsiflexión entre 60 a 70 grados. La dorsiflexión de los dedos, especialmente en la articulación metatarsofalángica, es importante para el mecanismo de "Windlass".

#### Función muscular del pie

Los músculos del pie tienen como función la iniciación del movimiento, la estabilización de las estructuras óseas y finalmente, la desaceleración del movimiento. Para poder realizar el estudio detallado del comportamiento muscular es necesario emplear una base electromiográfica como también un análisis completo de la marcha. Aquí se hablará brevemente de las funciones de los principales músculos y luego, en el capítulo de la marcha, se estudiará más exhaustivamente.

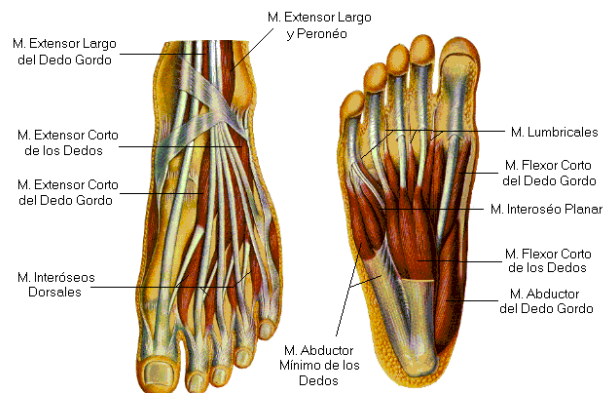
Para la actividad muscular del pie existen dos tipos de músculos: los intrínsecos y los extrínsecos. Los extrínsecos son los músculos que nacen fuera del pie pero actúan sobre este; un ejemplo sería el tríceps sural. Por el contrario, los músculos intrínsecos son los que nacen y actúan sobre el pie.

## Músculos intrínsecos

Para el estudio de estos músculos es necesario el análisis en conjunto, puesto que individualmente no es posible determinar sus funciones. La función principal es la de ahuecar la planta del pie. Su inervación está dada por las ramas plantares medial y lateral del tibial posterior que actúan como una fuente de refuerzo del arco longitudinal del pie en unión con los huesos, los ligamentos, los músculos largos y los tendones que pasan por debajo del pie. \*

Los músculos que actúan debido a la acción del nervio plantar medial -abductor del dedo grueso, flexor corto de los dedos, flexor corto del dedo grueso y primer lumbrical- lo hacen principalmente como flexores plantares de los dedos. Generan la estabilidad de las falanges del primer dedo en el empujón final de la ambulación.

Figura 62. Músculos intrínsecos y parte de los músculos extrínsecos del pie. (Tomado de Sistema Muscular de [www.auxilio.net](http://www.auxilio.net)).



---

\* CAILLIET, René. Tobillo y pie. F.A. Davis Company. 1971.

Los músculos inervados por el nervio plantar lateral mantienen los arcos del pie, flexionan el resto de los dedos en las articulaciones metatarso-falángicas y aducen y abducen los dedos.

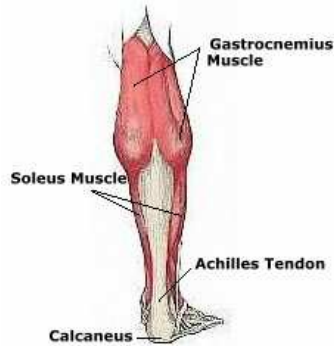
### Músculos extrínsecos

Entre los músculos extrínsecos se encuentran: los gastrocnemios (gemelos), soleo, tibial posterior, tibial anterior, el peroneo lateral largo y corto, extensor largo del dedo gordo, extensor largo de los dedos, extensor común de los dedos, flexor largo de los dedos y flexor largo del dedo gordo.

El gastrocnemio nace arriba de la rodilla, insertado de los cóndilos femorales, para terminar en la mitad inferior de la pierna, en un tendón aplanado, llamado tendón de Aquiles. Es el que se inserta en la sección posterior del calcáneo y funciona produciendo la flexión plantar del tobillo. Cuando el pie está soportando peso el tendón de Aquiles eleva el tobillo del piso. Debido a la oblicuidad del eje astrágalo-calcáneo, el conjunto soleo-gastrocnemio funciona como un potente supinador de la articulación astrágalo-calcáneo cuando la porción anterior del pie se encuentra fija sobre el piso.

El músculo soleo se puede apreciar en la Figura 63. Se puede observar que nace en la porción anterior de la tibia y peroné, por debajo de la articulación de la rodilla. Acciona la articulación del tobillo sin necesidad de articular la rodilla como lo tienen los gastrocnemios. Termina como la porción final del tendón de Aquiles en la mitad de la pierna.

Figura 63. Conjunto gastrocnemio-soleo visto desde el plano frontal. (Tomado de Achilles tendon Injuries de Jeffers Chiropractic & Sport Injuries).



En caso de que el cuerpo se encuentre levemente inclinado hacia delante, los músculos gastrocnemio-soleo serían los encargados de jalar la pierna para lograr el equilibrio nuevamente. En posición erecta los únicos músculos que se encuentran en funcionamiento son el par denominado soleo-gastrocnemio; la estabilidad se consolida gracias a los ligamentos internos.

En caso de que el centro de gravedad se encuentre levemente inclinado hacia delante, los músculos anteriores de la pierna y los dorsiflexores del tobillo –encontrándose el pie sobre el piso- jalarán la pierna hacia delante.

Los tendones que pasan por detrás de los maléolos son considerados como flexores; en la parte interna son: el tibial posterior, el flexor largo de los dedos y el flexor largo del dedo gordo. En la parte externa se encuentran el peroneo largo y corto. Este grupo de tendones aportan un 5% de la tracción total empleada en el levantamiento del talón del piso.

En caso de que la persona se encuentre en posición monopodal y el centro de gravedad sea desplazado hacia fuera del astrágalo, los tendones de la cara medial del pie jalarán la pierna hacia dentro. Los músculos principales de este grupo son el tibial anterior y posterior.

El resto de los músculos que actúan sobre el pie se dividen en tres: lateral, anterior y medial. El grupo lateral consta del peroneo, lateral largo y del corto, los cuales se originan en la cara lateral del peroné. El grupo anterior se compone del extensor largo de los dedos, la parte externa del extensor común de los dedos, extensor largo del dedo gordo y el tibial anterior. El grupo de músculos de la sección media consta de tibial posterior, flexor largo de los dedos y del flexor largo del dedo grueso.

El peroneo lateral largo nace de la parte más alta del peroné y se inserta sobre la base del primer metatarsiano y de la cuña media. La función principal es la eversión del tobillo. El peroneo corto se inserta sobre la base del quinto metatarsiano.

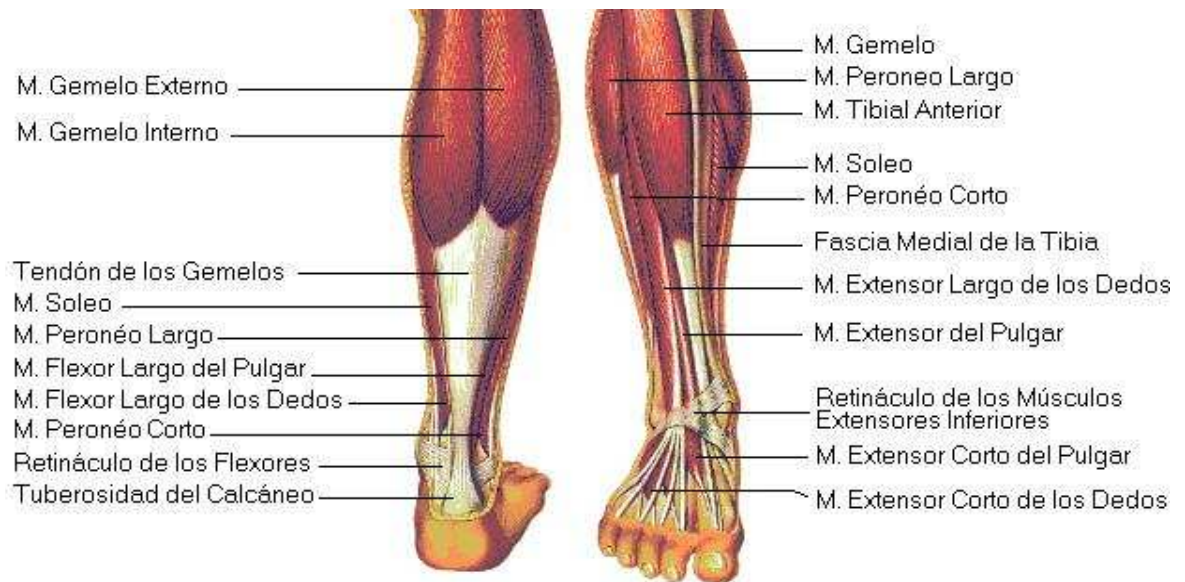
El tibial anterior se origina en la porción lateral de la tibia y cruza el dorso del pie para insertarse sobre el cuneiforme interno y en la base del primer metatarsiano. Su acción principal es la inversión y dorsiflexión del pie.

El extensor largo del dedo grueso se origina en la superficie anterior del peroné y la membrana interósea, cruza el dorso del pie y se inserta en la falange distal del dedo grueso. Su principal acción es la extensión del dedo gordo y la dorsiflexión del tobillo.

El tibial posterior se origina en la porción posterior de la tibia y el peroné y se incrusta por muchas inserciones fibrosas en los huesos del tarso y metatarso medial. La función es la inversión y la flexión plantar del pie.

El flexor largo del hallux se origina en la porción lateral del peroné y la tibia, cruzando el pie hasta llegar a la falange distal del dedo gordo. Su función es la presión que realiza el dedo gordo contra el piso y la flexión de los dedos en forma de garra.

Figura 64. Músculos extrínsecos del pie. (Tomado de Dinámica Muscular de la Marcha de Ultrawalking & Ultramarathon, 2007).



## Anexo III Análisis de la marcha

La locomoción humana o ambulación se ha descrito como una serie de movimientos alternantes rítmicos, de las extremidades, del tronco y de la cabeza, que determinan un desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo. Otra definición de la marcha es “una sucesión de pasos, entendiéndose por paso aquellas acciones y movimientos que se producen entre el choque de talón de un pie y el choque del pie contrario”. \*

Para entender a cabalidad el papel que desempeñan el pie y el tobillo es indispensable conocer y evaluar todos los componentes y factores que afectan la marcha del hombre. Por lo tanto, es necesario desarrollar un estudio biomecánico de la marcha con el fin de establecer patrones y cargas que permitan definir las características funcionales de la locomoción humana, aunque existan diferencias en la forma de la marcha de un individuo a otro.

### Generalidades de la marcha

El estudio de la marcha se divide principalmente en dos partes: la fase de apoyo y la fase de balanceo, Figura 5. La fase de apoyo inicia cuando el pie que se analiza se encuentra en contacto con el piso, más concretamente cuando se da el apoyo del talón hasta el despegue del ante pie; la fase de balanceo describe el momento en que el pie se encuentra en el aire desde el despegue del antepié, hasta el siguiente contacto del pie con el suelo.

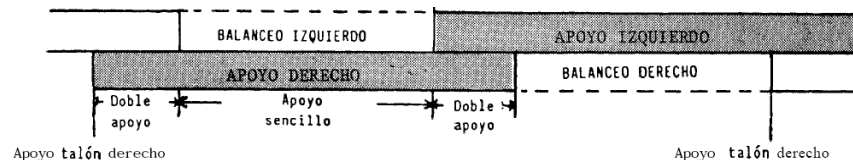
---

\* CORNER, John M. , 1986., p.354.

La fase de apoyo viene compuesta por dos sub-fases que son comúnmente conocidas como la fase de doble apoyo y la de apoyo simple. La fase de doble apoyo corresponde al momento en que se encuentran ambos pies sobre el piso y por lo general dura alrededor del 20% del ciclo de marcha, distribuido en dos partes iguales: al inicio y al final del ciclo de apoyo. La fase de apoyo simple es el momento en que un solo pie se encuentra soportando la totalidad del peso; ésta hace parte del 40% del ciclo de marcha.

La cantidad relativa del tiempo empleado en cada fase y sub-fase, se aprecian en el siguiente gráfico:

Figura 65. Descripción temporal de las fases y sub-fases de la marcha. (Tomado de Lower Limb Prostheses de John Michael's Corner).



La distribución temporal de las fases se ve afectada principalmente por la velocidad de la marcha. Entre mas rápido se camine, la fase de doble apoyo disminuye y la fase de balanceo aumenta. Cuando la persona está corriendo no se presenta doble soporte, puesto que ambos pies no están en el suelo sino en una fase “de flote”.

Esta distribución temporal solo se cumple cuando el ser humano ya tiene un patrón de marcha maduro el cual se obtiene a partir de los 7 años de vida. Antes de dicha edad, el niño presenta una marcha no homogénea, con movimientos

bruscos y llega a tener incoordinación de los mismos. Este tema se desarrollará más a fondo en Generalidades de la marcha en la infancia.

En la marcha del ser humano, además de las fases mencionadas, también se presenta una serie de determinantes que es necesario comprender a cabalidad. Entre los más importantes se encuentran: el estudio del desplazamiento del centro de gravedad, determinantes anatómicos de la marcha, fuerzas internas y externas durante el ciclo marcha, el consumo de energía, los tiempos de marcha y factores modulares de la marcha.

#### Ciclo de marcha

A continuación se presenta el estudio de la evolución del movimiento del pie durante la marcha, con el fin de establecer parámetros funcionales y una secuencia de movimientos que permitan emularla y caracterizarla plenamente.

Como la marcha humana es una actividad cíclica, sólo se estudiará una porción del movimiento entre dos contactos sucesivos del mismo pie. Expertos en este campo han estandarizado que el ciclo de marcha tiene su inicio cuando el talón del pie de referencia contacta la superficie. Siendo así, el ciclo de marcha comprende dos fases: la fase de postura o apoyo y la de descenso o balanceo.

#### Fase de postura

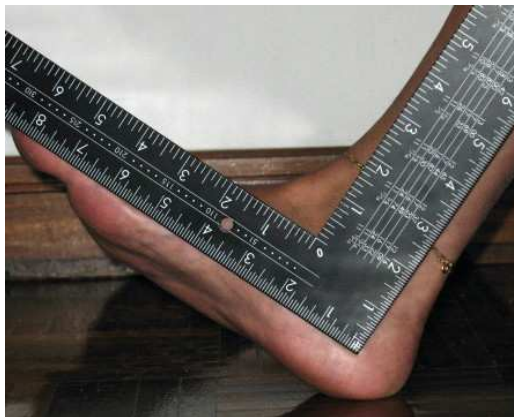
Se ha establecido mediante estudios que la fase de postura ocupa el 62% del ciclo de marcha, dándose a entender que durante por lo menos en 2/3 partes del ciclo se encuentra un pie en contacto con el suelo cuando el individuo está caminando

a su velocidad habitual.\* Dicho porcentaje de apoyo depende de la velocidad del paso, ya que, tanto más rápido se camine, menor es el tiempo de postura y mayor es el tiempo de balanceo.

Para la fase de postura se han establecido tres sub-fases: fase de contacto inicial, fase de contacto medio y fase de propulsión.

La primera acción que ocurre es la fase de contacto inicial. Esta inicia con el contacto del talón sobre la superficie, que toma aproximadamente entre cero y uno por ciento del ciclo de marcha. En estas condiciones, el ángulo entre la pierna y el pie es de  $90^{\circ}$ ,\*\* por lo que se le considera como neutro, dado que los músculos generan un bloqueo sobre el tobillo para poder comenzar la rotación sobre el hueso calcáneo.

Figura 66. Ángulo entre la pierna y el pie de 90 grados.



---

\* BETANCOURT GALLEGO, Silvia Natalia, *et. al.* Biomecánica de la marcha. McGraw-Hill editores. 1992.

\*\* POLANCO GUTIÉRREZ, Ana María. Modelo biomecánico del pie para análisis de la marcha humana. Universidad de Los Andes, 2004., p.89.

Después de este primer contacto se produce un estímulo inicial del conjunto gemelo-soleo que se contrae e inicia una rodadura del pie que a su vez genera la flexión del mismo. Simultáneamente, se origina una rotación de la tibia sobre el talón que permite la alineación del eje de la articulación del tobillo y la flexión plantar de la articulación talo-crural para lograr que el pie haga un contacto completo sobre el piso.

Una vez que el quinto metatarsiano hace contacto con la superficie, el pie continúa su movimiento acomodando los metatarsianos restantes hasta lograr el apoyo completo de los mismos y llegando así a la fase final de contacto inicial.

Figura 67. Fin de la fase de apoyo inicial con la flexión plantar finalizada y el inicio de la flexión dorsal.



Después de hacer el contacto completo de la planta del pie y haber distribuido parte del peso sobre los metatarsianos, se inicia la *fase de contacto medio*. En esta fase se da el primer arco de flexión dorsal donde la tibia rota externamente generando un movimiento de supinación. (Cailliet, R., 1971). Todo el proceso de la fase de contacto medio dura entre el 7% y el 48% del ciclo de marcha. (Polanco Gutiérrez, 2004).

Durante la fase de apoyo medio, la parte posterior del pie se mueve desde una posición de 5 grados de eversión a una posición ligera de inversión que se mantiene hasta el despegue del pie de la superficie.\* Esta inversión posterior se da debido a la acción del tríceps sural y la rotación externa de la tibia.

Figura 68 . Final de la fase de apoyo medio e inicio de la fase de propulsión.



Finalmente se llega a la *fase propulsiva*, la cual empieza con el ascenso del talón en forma gradual hasta llegar a un apoyo completo sobre las cabezas de los metatarsianos y los dedos, Figura 68 y Figura 69. En este momento se inicia la propulsión necesaria para la etapa de balanceo. Al final de la etapa se da el levantamiento del hallux logrando el despegue completo del pie del piso. El correspondiente porcentaje del ciclo de marcha en el cual se realiza todo este proceso está entre el 48% y el 62% . (Iglesias Arroyo, 2006). Con ello se logra dar el impulso que necesita el pie para el avance y para la etapa de balanceo próxima.

---

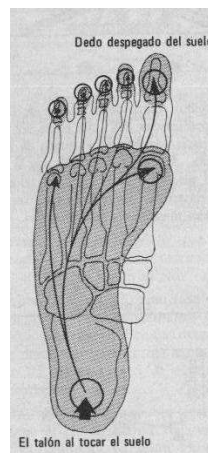
\* BETANCOURT GALLEGOS, Silvia, et.al., 1992.

Figura 69. Final de la fase de propulsión, donde el pie se encuentra apoyado por las cabezas de los metatarsianos y por los dedos del pie.



En la siguiente gráfica se muestra la evolución de la carga en la superficie de la planta del pie a medida que se realiza la fase de postura. Inicialmente el peso es soportado en el talón, para continuar el apoyo en el borde externo, luego en el quinto metatarsiano, seguidamente de los otros cuatro, para finalizar en el cojinete del hallux. Con este movimiento gradual y coordinado se presiona el suelo dándole estabilidad al pie.

Figura 70. Esquema de los puntos de apoyo del pie durante el ciclo de marcha (tomado de Tobillo Y Pie de René Cailliet).

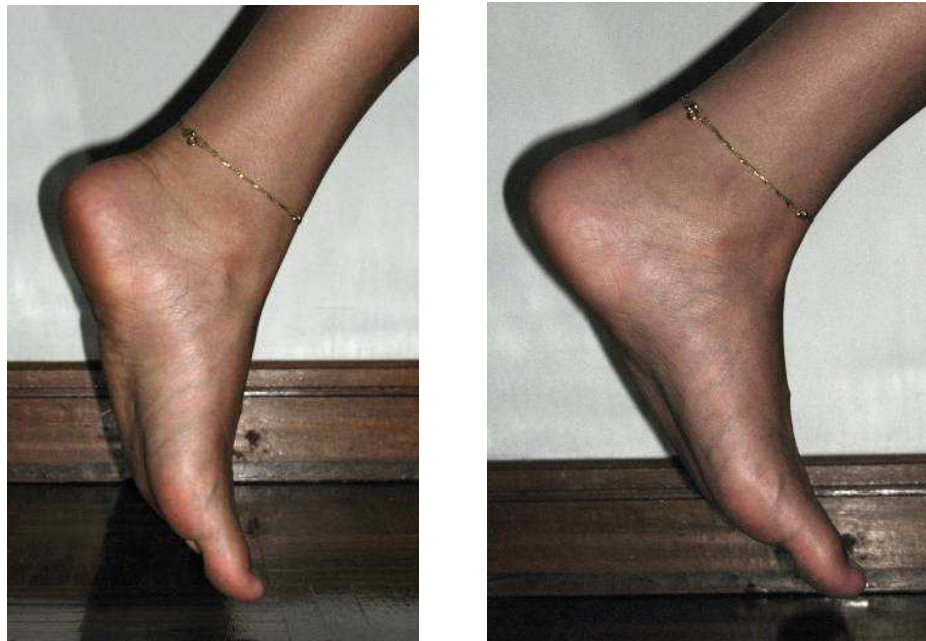


### Fase de balanceo

La fase de balanceo, comprende el período en el cual el pie no está en contacto con el suelo, o sea éste se encuentra en la etapa oscilante y comprende el 38% del ciclo de marcha restante.

Esta fase le permite al pie recuperarse generando una flexión dorsal que le proporcione elevar la punta del dedo grueso y cambiar su posición, para realizar el ciclo nuevamente, Figura 71.

Figura 71. Flexión dorsal durante la fase inicial del período de oscilación; (izquierda) muestra el inicio del período, donde el pie se encuentra en flexión plantar; (derecha) muestra el pie a un ángulo de 90 grados adquiridos mediante la flexión dorsal.



Esta fase se divide en tres intervalos: *aceleración*, *balanceo medio* y *desaceleración*, cada una de las cuales constituyen un tercio de la fase de balanceo.

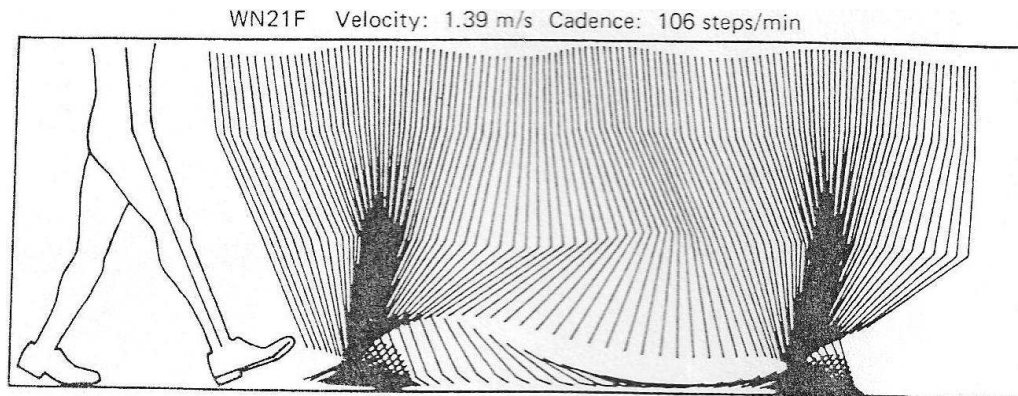
El período de *aceleración* se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos dejan el suelo. Durante la fase de *balanceo medio*, la pierna que ejecuta esta acción supera y adelanta a la otra pierna que está en apoyo para luego finalizar el movimiento con la etapa de *desaceleración*, en la cual se ve un rápido descenso de la velocidad del balanceo hasta llegar al poyo del talón en el piso.

En la última fase de balanceo, el pie continúa recobrando su posición ocasionando la rotación externa de la tibia, preparándolo para la fase de contacto de la fase de postura, repitiéndose el ciclo nuevamente. Se termina con la extensión completa de la rodilla y con el contacto del talón con el suelo.

#### Desplazamiento del centro de gravedad

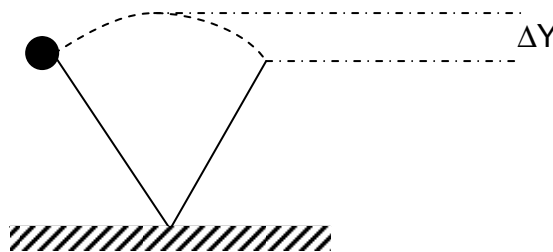
Durante un ciclo de marcha, el cuerpo genera un movimiento de vaivén visto desde el plano sagital y transversal. El fin de estos movimientos es minimizar el consumo de energía durante la marcha, de lo contrario, sería necesario emplear energía no solo en el desplazamiento horizontal, sino también en el proceso de ascenso y descenso del cuerpo durante la ambulación. Este movimiento ascendente y descendente no es posible eliminarlo, por lo tanto es importante el control y reducción del mismo hasta llegar a los valores mínimos posibles.

Figura 72. Movimiento de vaivén del centro de masa durante la marcha a una velocidad de 1.39m/s y 106 paso/min. (Tomado de biomechanics and motor control of human movement de David a. Winter).



Este movimiento en el plano sagital se podría modelar como un péndulo invertido (Figura 73), donde el punto de contacto del pie con el piso sería el punto fijo del péndulo y el extremo sería la masa del cuerpo medido en el trocánter mayor.

Figura 73. Desplazamiento vertical del centro de gravedad simulado como péndulo invertido.



En el caso que fuera necesario elevar el cuerpo un  $\Delta Y$ , esto generaría un consumo energético innecesario, por lo tanto el cuerpo tiene diversos mecanismos los cuales ayudan a atenuar el desplazamiento del centro de gravedad.

Por otra parte, los movimientos del centro de gravedad en el plano frontal son mucho más pequeños que los percibidos en el plano sagital. Cuando el pie hace contacto con el suelo, se genera un movimiento del cuerpo con el fin de colocar el centro de gravedad en el centro del pie. Cuando este pie es levantado del piso y apoyado el siguiente, el cuerpo genera el mismo movimiento pero en sentido contrario centrando el centro de gravedad con el centro del siguiente pie, Figura 74. Este cambio de posición del centro de gravedad genera un movimiento leve de vaivén.

Figura 74. Descripción del movimiento del centro de gravedad visto desde el plano frontal. (centro) foto en doble apoyo, (izquierdo) foto con apoyo simple en la pierna izquierda y en CG desplazado levemente hacia la izquierda, (derecho) foto con apoyo simple sobre la pierna derecha y el CG desplazado levemente hacia la derecha.



A pesar de los mecanismos que ayudan a atenuar el desplazamiento del centro de gravedad -que se explican en una sección próxima- el cuerpo tiene una pérdida de energía aproximada de un 30% **[¡Error! No se encuentra el origen de la**

**referencia.],** debido, principalmente, al cambio brusco de energía cinética a energía potencial durante el traslado de carga de un pie a otro.

#### Modelos del movimiento del centro de gravedad

Un modelo muy utilizado es el del péndulo invertido, el cual genera un desplazamiento vertical excesivamente grande a comparación del desplazamiento real. En un estudio realizado en el Laboratorio de locomoción de la Universidad de California se muestra que, para una persona que camina a una velocidad de 1.5m/s tiene un desplazamiento vertical aproximado de 0.03 m., mientras que, en la simulación por medio del péndulo invertido, nos da un desplazamiento de 0.12m.\* Dicha observación pone en evidencia la diferencia excesiva del desplazamiento que genera datos con un margen de error amplio.

El segundo modelo, propuesto por la Universidad de California, consiste en un péndulo invertido con la diferencia en el sistema de apoyo, pues éste presenta un apoyo móvil y el anterior, un apoyo fijo.

Lo señalado anteriormente, se puede entender si observamos el pie durante la marcha. En el estado inicial, el punto de apoyo es el talón; pero al finalizar la fase de apoyo, el soporte final son los dedos. Se genera así, una traslación a lo largo de todo el pie del punto de rotación. Este cambio nos da una curva más tenue, asemejándose un poco más a la curva real. (Movimiento real es un movimiento sinusoidal de una amplitud aproximada de unos 3 a 5 cm., y que genera un consumo mínimo de energía. (Polanco Gutiérrez, 2004).

---

\* GERE, James M. et.al. Mecánica de materiales. International Thompson editores. México, 1998.

Estas gráficas demuestran que aunque tengamos en cuenta el desplazamiento del apoyo, no es suficiente para simular el movimiento real. Por consiguiente, es necesario, además de tener una variación lateral del apoyo, modelar una ligera “compresión de la pierna”. Ésta se da mediante la flexión de la rodilla durante la fase de apoyo que inicia con una extensión completa, llega a una flexión de 20 grados y finaliza con la extensión nuevamente. En un capítulo posterior se hará referencia a esta flexión con un poco más de detalle.

Figura 75. Modelo de péndulo simple invertido (línea continua) y péndulo con desplazamiento lateral (línea punteada) (A). Comparación del péndulo invertido con desplazamiento lateral (línea punteada) y el movimiento real (línea continua) (B). (Tomado de Determinants of the Center of Mass Trajectory in Human Walking and Running de Cynthia R. Lee y Claire T. Farley)

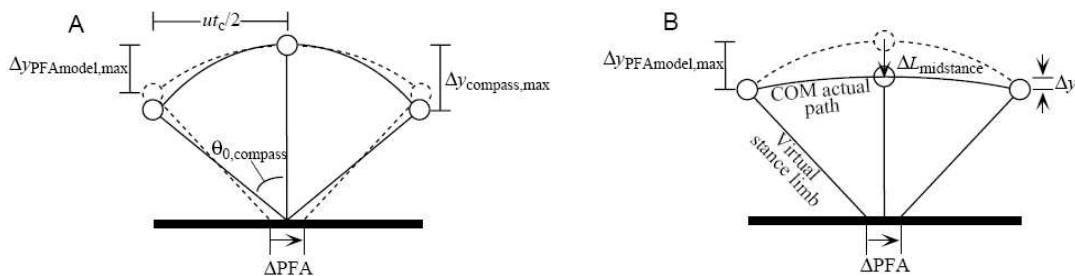
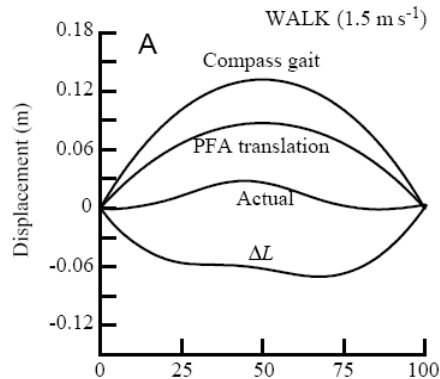


Figura 76. Curva de desplazamiento vertical del centro de gravedad para una longitud de la pierna de 0.87m en un péndulo invertido con pivote fijo (compass gait); péndulo invertido con traslación (pfa translation); marcha natural (actual), y la compresión de la pierna. (Tomado de determinats of the Center of Mass Trajectory in Human Walking and Running de Cynthia R. Lee y Claire T. Farley)



## EFECTO DE LA VELOCIDAD DE LA MARCHA EN EL CONSUMO ENERGÉTICO

Como ya se dijo antes, el consumo energético depende de ciertos aspectos tales como la biomecánica, los aspectos físicos y otros externos como la velocidad del desplazamiento.

Inicialmente se creía que el gasto energético era función solo de la velocidad, pero estudios posteriores establecieron que también depende del sexo, del peso, del metabolismo del individuo y del desplazamiento del centro de gravedad, entre otros.

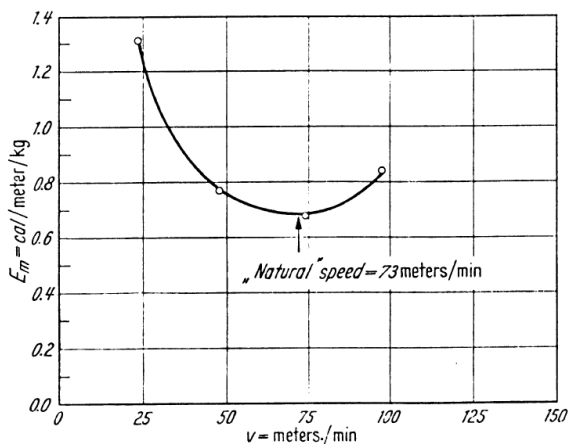
Algunos autores aproximaron la ecuación para el gasto de energía durante la marcha como una función del trabajo vertical; sin embargo, esta ecuación no es lo suficientemente precisa para altas velocidades. Finalmente, mediante una serie de estudios se establecen las variables necesarias para la formulación matemática que expresa el gasto energético por unidad de masa del individuo y por metro recorrido. Esta ecuación tiene un comportamiento similar para cualquier persona, diferenciándose en las constantes de la ecuación donde ellas dependen de las variables antes mencionadas.

Ec. 40 Ecuación de gasto energético en función de la velocidad. (Tomada de Energy-Speed Relation and Optimal Speed During Level Walking de H. J. Ralston).

$$\frac{\dot{E}}{v} = E_m = \frac{29}{v} + 0.0053v$$

La ecuación antes mostrada es una asíntota, en la que derivando se puede obtener un valor de velocidad con un consumo de energía mínimo. Esta velocidad es la que adopta un individuo para su desplazamiento normal con el fin de minimizar el gasto energético. El valor aproximado de la velocidad es cerca de 74 m/min. (4.5km/hr) para una persona de 75 Kg. aproximadamente.\*

Figura 77. Relación del gasto energético por unidad de metro y kilogramos en relación a la velocidad de un hombre adulto promedio. (Tomado de Energy-Speed Relation and Optimal Speed During Walking de H. J. Ralston).

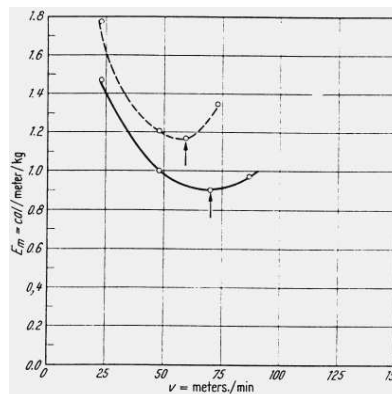


\* RALSTON H. J. Energy speed relation and optimal speed during level walking. Laboratorio de Biomecánica. Universidad de California. San Francisco y Berkeley. 1958, p.7.

Cuando se analiza el gasto energético en una persona amputada se aprecia un comportamiento similar al de una persona sin limitación. La diferencia radica principalmente en el valor mínimo de energía puesto que la persona amputada requiere un consumo mayor, comparada con el consumo de una persona sin discapacidad.

Sin embargo, si comparamos una persona amputada caminando con muletas y una persona amputada caminando con prótesis, se puede ver que la energía gastada por una persona con muletas es mayor y su velocidad óptima es menor, que para una persona con prótesis. Lo que explica que un amputado con prótesis gasta menos energía y puede llegar a caminar más rápido.

Figura 78. Comportamiento de una persona con una prótesis por encima de la rodilla (línea continua) y la misma persona con muletas (línea punteada). (Tomado de Energy-Speed Relation and Optimal Speed During Walking de H. J. Ralston).



La velocidad no es el único parámetro importante para minimizar el gasto energético durante la marcha. Otro punto de referencia es mantener el centro de gravedad lo más horizontal posible. Lo que se busca es reducir la transformación de la energía cinética en energía potencial.

Por último, el sexo también afecta el gasto energético. En la mujer se puede apreciar un paso más corto, por lo tanto hace que el centro de gravedad tenga una fluctuación menor comparada con la fluctuación masculina, y por ello se puede concluir que una mujer tiene un gasto energético menor que su contraparte.

Un factor que no depende de la fisonomía ni de parámetros intrínsecos de la persona, es el gasto energético debido al tipo de prótesis que utilice. Estudios realizados en el Instituto Franklin Delano Roosevelt, demuestran que una persona con prótesis exoesquelética o endoesquelética, tiene una marcha anormal, lo que produce una irregularidad en cada paso que dé y por consecuencia un gasto energético mayor al esperado.

Determinantes anatómicos de la marcha y análisis de la extremidad inferior.

El desplazamiento del centro de gravedad sufre un rítmico movimiento ascendente y descendente el cual está íntimamente relacionado con la locomoción bipodal. Estos determinantes anatómicos son los que permiten regular y suavizar las variaciones abruptas del centro de gravedad, a tal punto que el desplazamiento en el plano sagital está entre tres y cinco centímetros. En el plano frontal se puede ver que el desplazamiento lateral tiene unos márgenes muy similares. Estos valores se destacan cuando cada extremidad se encuentra en apoyo medio.

Dicho movimiento está determinado por el desplazamiento del punto de apoyo y además está limitado por el movimiento coordinado de las articulaciones pertenecientes a la extremidad inferior, entre las cuales se encuentran: la cadera, rodilla, tobillo y dedos. La cadera y rodilla coordinan los movimientos de tal forma

que permitan disminuir la amplitud de la curva (generando la compresión de la pierna, y mediante la traslación frontal del trocánter mayor), mientras que el tobillo y el pie son los encargados de realizar los cambios de sentido de la curva.

Junto con el movimiento armónico del centro de gravedad del cuerpo, que será analizado más adelante, existen otros factores de índole dinámica que influyen directamente sobre la ambulación.

El estudio de la dinámica de la marcha humana debe ser visto desde dos perspectivas que son la cinemática y la cinética. Aplicadas al área de la biomecánica de la marcha, la primera de ellas es la encargada de estudiar los movimientos del cuerpo, más explícitamente a las extremidades y los movimientos relativos de estas, mientras que la segunda es la encargada de analizar las fuerzas que determinan el movimiento de las articulaciones. Entre ellas se encuentran la gravedad, la contracción muscular, la inercia y las reacciones del suelo entre otras.

## Pelvis

Influencia en el desplazamiento del centro de gravedad. Como toda sección del cuerpo, la pelvis también posee unos movimientos particulares que son necesarios para lograr una marcha más armónica y que permita mantener el centro de gravedad lo más estable posible. Los movimientos principales que presenta esta articulación son: rotación de la pelvis, inclinación pélvica y desviación pélvica.

La rotación pélvica. Es la encargada de disminuir la altura de ondulación del centro de gravedad. Este movimiento de rotación se realiza en torno a un eje cerca de la

columna lumbar. Si se analiza en el plano transversal, un lado de la pelvis se mueve hacia adelante junto con la pierna en fase de oscilación. Dicha inclinación es de aproximadamente unos 8 grados\* y genera una disminución de la ondulación del CG aproximadamente unos 9mm\*\* y la capacidad de realizar pasos de mayor longitud sin variar significativamente el desplazamiento vertical del CG.

Otro determinante es la inclinación pélvica que se crea en torno a un eje que cruza la cabeza del fémur formando una rotación de unos 5 grados (realiza un descenso en sentido de la pierna oscilante), y permitiendo el descenso del centro de gravedad de unos 3mm más.

Por último, se encuentra la desviación pélvica en la cual, la pelvis se mueve lateralmente para mantener el equilibrio del cuerpo cuando éste se encuentra en posición monopodal. Este movimiento se puede apreciar más en la marcha femenina.

Los movimientos mencionados se encuentran en una actividad simultánea durante todo el ciclo de marcha. En la Figura 6, se puede detallar como se genera el movimiento de la pelvis durante cada fase de la marcha.

Análisis biomecánico en el plano sagital. A continuación se hará el análisis biomecánico de la articulación de la pelvis en secciones específicas que ocurren

---

\* POLANCO GUTIÉRREZ, Ana María. Modelo biomecánico del pie para análisis de la marcha humana: Universidad de los Andes. 2004

\*\* CAILLIET, René. Tobillo y pie: F.A. Davis Company, 1971

durante el ciclo de marcha, tanto en la fase de postura como en la fase de balanceo. Lo mencionado se hace con el fin de comprender a cabalidad las funciones y generar una caracterización plena de la articulación. Para ello es necesario establecer los principales parámetros dinámicos que intervienen en la ambulación.

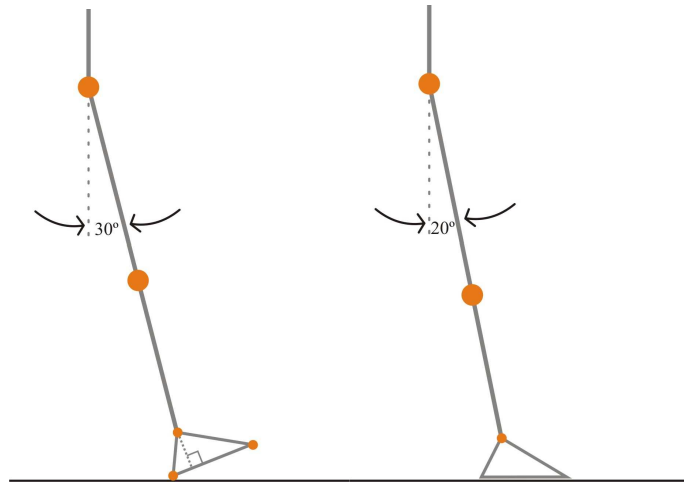
*Entre el contacto del talón y el punto de apoyo medio.*

- Análisis cinemático: Al realizar el contacto del talón con la superficie, la cadera se encuentra aproximadamente a 30 grados de flexión [**Error! No se encuentra el origen de la referencia.**]. Inmediatamente después del contacto del talón, la articulación de la cadera empieza a moverse suavemente en dirección de extensión. En el instante en que el pie se encuentra completamente apoyado sobre la superficie, el ángulo de flexión ha disminuido a 20 grados.\* Posteriormente, o sea, entre el pie plano y el apoyo medio, la cadera termina su extensión hasta llegar a la posición neutra.

Figura 79. Análisis cinemático de la posición inicial y final de la cadera entre el punto de contacto del talón y el punto de apoyo medio en el plano sagital.

---

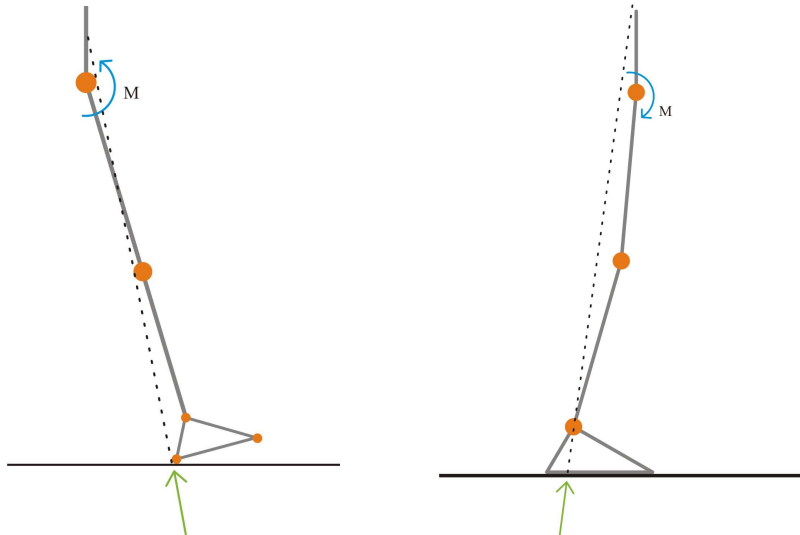
\* CORNER, John Michael's. Lower Limb Protheses. Universidad de New Cork. 1986.



- Análisis cinético: Durante la marcha, todas las articulaciones están sometidas a diversos tipos de fuerzas cíclicas, encargadas de realizar el desplazamiento del cuerpo en sentido horizontal y vertical. Estas fuerzas pueden ser de dos tipos: los músculos (internos), los cuales tienen que vencer la resistencia del aire y la pérdida energética durante el ciclo; y, fuerzas de reacción (externas) debido al peso del cuerpo.

Fuerzas externas. Al realizar el contacto del talón, las fuerzas generadas por el piso producen el movimiento de flexión de la cadera. Inmediatamente después que el pie hace contacto con el suelo, actúa un momento de fuerza en la articulación en dirección de flexión. Cuando el pie alcanza el apoyo medio, la resultante pasa por detrás de la cadera y la fuerza mecánica actúa extendiendo la rodilla.

Figura 80. Análisis cinético de la posición inicial y final de la cadera entre el punto de contacto del talón y el punto de apoyo medio en el plano sagital. La flecha verde simula la reacción; la línea punteada indica la trayectoria de la reacción. La flecha azul muestra el momento de flexión resultante.

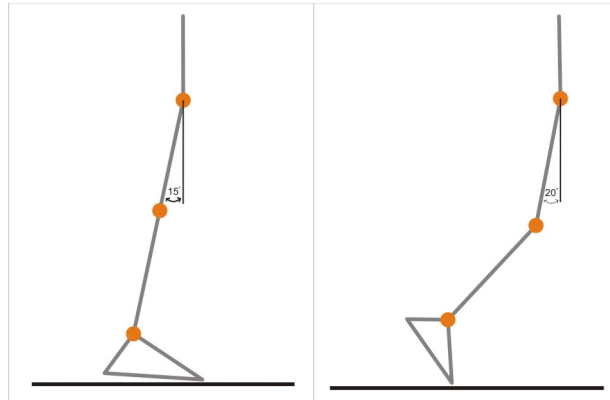


Fuerzas internas. El glúteo mayor y los isquio-tibiales resisten las fuerzas que tienden a flexionar la cadera después del contacto del talón. Los erectores de columna también están activos para evitar una flexión del tronco hacia delante.

*Entre el apoyo medio y el despegue del pie.*

- Análisis cinemático: En el apoyo medio la cadera se encuentra a 0 grados, pero continúa su movimiento hacia la extensión alcanzando una magnitud de 10 a 15 grados. (Polanco Gutiérrez, 2004) Sin embargo, la máxima extensión se alcanza inmediatamente después del despegue del talón, logrando hasta 20 grados de extensión. Cuando los dedos despegan del suelo, la cadera está cerca de la posición neutra, y se mueve en dirección de la flexión.

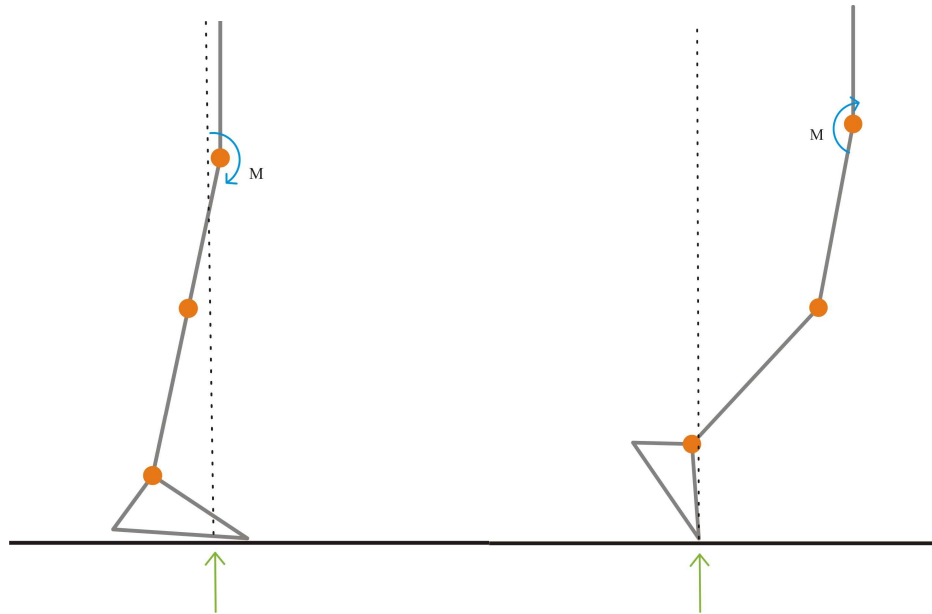
Figura 81. Análisis cinemático de la posición inicial y final de la cadera entre el apoyo medio y el despegue del pie en el plano sagital.



#### - Análisis cinético

Fuerzas externas: En el apoyo medio la resultante de las fuerzas de reacción pasa por detrás de la articulación de la cadera generando un momento de extensión que aumenta hasta alcanzar la fase de doble apoyo debido al incremento del brazo del torque. En el instante anterior al contacto del segundo pie con el suelo, el valor del momento de extensión es máximo y disminuye de forma considerable cuando entra la fase de doble apoyo debido a que presenta una disminución fuerte de la reacción ya que el peso es soportado por ambos pies simultáneamente.

Figura 82. Análisis cinético de la posición inicial y final de la cadera entre el apoyo medio y el despegue del pie en el plano sagital. Flecha verde simula la reacción, línea punteada indica la trayectoria de la reacción, flecha azul muestra el momento de flexión resultante.



Fuerzas internas: El iliop-soas y el aductor largo, generan un momento de flexión en la cadera durante la fase de despegue. Esta acción resiste el movimiento frontal del cuerpo para hiperextender la cadera. El movimiento hacia delante del fémur inicia la flexión de la rodilla, mientras ésta es llevada hacia adelante y el pie sigue en contacto con el suelo.

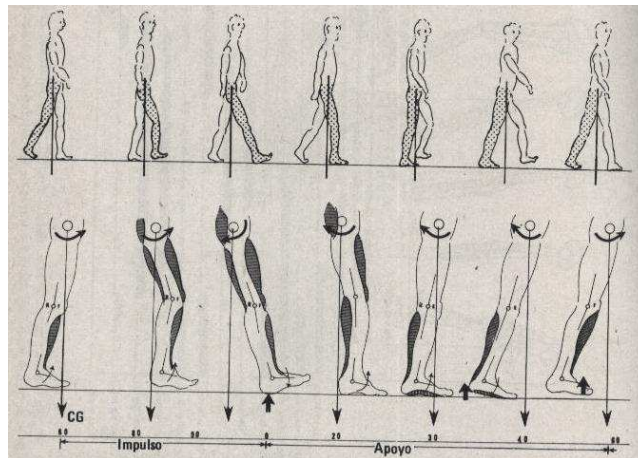
*Durante la fase de balanceo.*

La cadera inicia en una posición de equilibrio durante el despegue del pie hasta alcanzar una flexión de 30 grados en la fase media de balanceo. Los músculos flexores de cadera están activos en el inicio de este periodo. Durante la fase de balanceo medio y el contacto con el suelo el ángulo de la cadera no tiene un cambio apreciable; más sin embargo, los músculos isquiotibiales están activos para controlar el movimiento hacia adelante de la extremidad.

## Rodilla

Influencia en el desplazamiento del centro de gravedad: Cuando el talón hace contacto con el piso, inicia la fase de apoyo y la rodilla se encuentra completamente extendida. Mientras el cuerpo se traslada hacia adelante, la rodilla se flexiona entre 15 y 20 grados con el fin de suavizar la altura del centro de gravedad, reduciéndolo unos 3mm más. Esta flexión disminuye a medida que el ciclo de marcha continúa, pero no llega a realizarse la extensión completa, la cual se presenta solo hasta el comienzo del nuevo ciclo de marcha. Figura 83.

Figura 83. Actividad muscular de la pierna derecha en un ciclo de marcha. (Tomado de Pie y Tobillo de René Cailliet).



*Entre el contacto del talón y el punto de apoyo medio.*

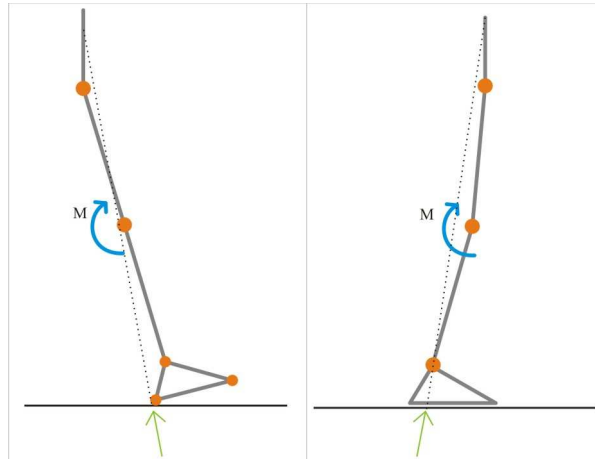
- Análisis cinemática: Inmediatamente antes de que el talón haga contacto con el suelo la rodilla se encuentra en extensión completa. En el instante en lo hace, la rodilla empieza a flexionarse hasta lograr un ángulo de máximo 20 grados cuando la planta del pie hace un apoyo completo. En ese momento la rodilla empieza a extenderse llegando a adquirir una flexión de 10 grados en el apoyo medio.

- Análisis cinético

Fuerzas externas: Inmediatamente luego de que el pie hace contacto con el suelo, el talón empieza a empujar hacia delante contra el suelo. El peso corporal soportado sobre el pie aumenta gradualmente hasta alcanzar un soporte completo. La resultante de las fuerzas del piso debido al peso, pasa por detrás de la rodilla produciendo un momento de flexión de 10lb-ft aproximadamente. Entre el apoyo completo del pie y el apoyo medio, este momento de flexión alcanza un valor máximo de 30lb-ft [**Error! No se encuentra el origen de la referencia.**].

Fuerzas internas: En el contacto del talón con el piso, el cuádriceps se contrae para controlar la articulación de la rodilla; posteriormente se alarga y permite la flexión de la misma. Con este alargamiento logra pasar de una extensión completa a una flexión de 20 grados aproximadamente. Inmediatamente después de que el pie está en contacto con el suelo, el cuádriceps cambia de un alargamiento a una contracción preparándose para realizar un movimiento de extensión. Entre el pie plano y el apoyo medio, el cuádriceps actúa extendiendo el muslo y moviendo la rodilla hacia la extensión.

Figura 84. Análisis cinético de la posición inicial y final de la rodilla entre el contacto inicial del talón y el apoyo medio en el plano sagital. La flecha verde simula la reacción, la línea punteada indica el trayecto de la reacción y la flecha azul muestra el momento de flexión resultante.



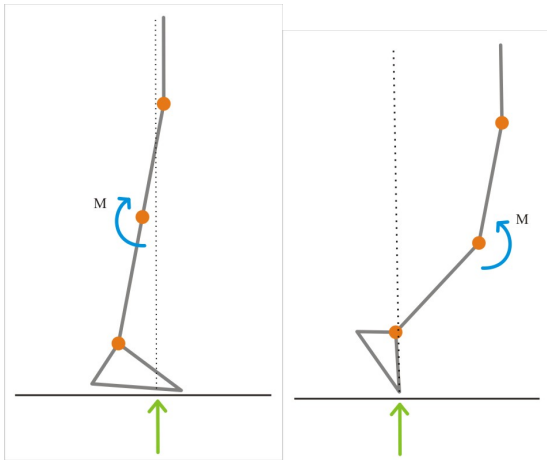
*Entre el apoyo medio y el despegue del pie*

- Análisis cinemático. En el apoyo medio, la articulación de la rodilla se encuentra a unos 10 grados de flexión, moviéndose hacia la extensión. En el momento en que el talón se despegue del suelo, la rodilla tiene 4 grados de extensión. Entre el despegue del talón y de los dedos, la articulación de la rodilla se mueve a casi 40 grados de flexión. (Polanco Gutiérrez, 2004)

- Análisis cinético

Fuerzas externas: En el apoyo medio, la reacción de las fuerzas pasan por detrás de la rodilla y generan un movimiento de flexión. Entre el apoyo medio y el despegue del talón, el cuerpo se mueve hacia adelante de la pierna fija, lo cual implica que la fuerza se mueva hacia adelante y así disminuye el momento de flexión. En el despegue del talón, la fuerza continúa su movimiento hacia adelante, invirtiendo el sentido del momento para convertirlo en un momento de extensión. Después del despegue del talón del piso, la fuerza vuelve a pasar por detrás de la rodilla, tendiendo a flexionarla nuevamente.

Figura 85. Análisis cinético de la posición inicial y final de la rodilla entre el apoyo medio y el despegue del pie en el plano sagital. La flecha verde simula la reacción, la línea punteada muestra el trayecto de la reacción y la flecha azul indica el momento de flexión resultante.



Fuerzas internas: En el instante del apoyo medio, cuando la reacción del piso pasa por delante de la rodilla, genera un momento de extensión en el cual el cuádriceps no actúa como estabilizador. El gastrocnemio, además de su acción en el tobillo, ayuda a evitar la hiperextensión de la rodilla. Entre la elevación del talón y el despegue del pie, la reacción del piso produce un momento de flexión de rodilla, el cual es controlado por acción del cuádriceps, regulando la cantidad y la potencia de la flexión.

*Durante la fase de balanceo.*

Entre el despegue del pie y la parte media del balanceo, la rodilla se flexiona desde un valor de 40 grados a un ángulo de máxima flexión de 65 grados aproximadamente. El cuádriceps ayuda a controlar la altura del tacón y acelera la pierna hacia adelante.

Entre la fase media del balanceo y el contacto del talón, la rodilla se extiende por completo en el justo instante antes del impacto del talón sobre el suelo. La acción de los músculos isquiotibiales ayudan a desacelerar el movimiento durante esta fase de balanceo y además controlan el movimiento del pie.

## El tobillo

### *Entre el contacto del talón y el punto de apoyo medio*

- Análisis cinemático: En el momento en que se inicia el ciclo de marcha, o sea, el contacto del talón con la superficie, el tobillo está en posición neutra, más exactamente, en el punto medio entre la dorsiflexión y la flexión plantar. Posteriormente, la articulación inicia su movimiento hacia la flexión plantar. Como se dijo arriba, esta fase finaliza alrededor del 7% después de iniciado el ciclo de marcha.

En el instante en que el pie se encuentra sobre el piso, su condición ha pasado de neutra a una flexión plantar de 15 grados. Una vez la totalidad de la superficie plantar del pie está sobre el piso, empieza la rotación de la tibia en torno al astrágalo, además de la rotación de los demás segmentos. En la fase media la articulación del tobillo se encuentra en flexión dorsal de 5 grados aproximadamente.

- Análisis cinético.

Fuerzas externas: Durante la fase de postura, más concretamente en el contacto del talón, por un breve período de tiempo la resultante de las fuerzas de reacción

se encuentran por delante de la articulación del tobillo. Este breve lapso de tiempo genera un momento de 1kg, el cual tiende a mover el pie en dorsiflexión.

Inmediatamente después del contacto del talón sobre el piso la fuerza de reacción va en aumento según la mayor cantidad de peso que se encuentre soportado sobre el talón, haciendo que la fuerza pase por detrás de la articulación del tobillo. Esta reacción es la encargada de efectuar la flexión plantar. En el instante en que el pie se encuentra totalmente apoyado sobre el piso se ha alcanzado el máximo momento de flexión plantar. (20 lb-ft).

Luego, la resultante nuevamente vuelve a pasar por delante del tobillo generando un momento en sentido de dorsiflexión. Durante el apoyo medio, el momento en dirección de la dorsiflexión es aproximadamente de 25 lb-ft.

Estos movimientos se pueden apreciar en la Figura 7.

Fuerzas internas: En el instante en que el pie hace contacto con el suelo, los tres dorsiflexores primarios se encuentran activos: el extensor largo de los dedos, el extensor del dedo hallux y el tibial anterior. En este momento, el grupo pretibial genera una contracción excéntrica para producir fuerza y evitar el impacto del ante pie contra el suelo. Luego de que la planta del pie se encuentra apoyada sobre el suelo, los dorsiflexores se encuentran básicamente inactivos y los músculos de la pantorrilla aumentan su actividad. Este movimiento continúa incluso luego del apoyo medio y ayuda a controlar la velocidad de rotación de la tibia sobre el astrágalo.

*Entre el apoyo medio y el despegue del pie*

- Análisis cinemático: En el apoyo medio, la dorsiflexión aumenta rápidamente desde una posición de 5 grados que se tenía en el apoyo medio, hasta unos 15 grados en el despegue del talón del suelo.\* En el intervalo de despegue del talón y la elevación del talón, la relación angular entre la tibia y el peroné son opuestos. Cuando el pie despegue del piso, este se encuentra a unos 20 grados de flexión plantar.

- Análisis cinético.

Fuerzas externas: Después del apoyo medio, la pierna continúa rotando hacia adelante del pie fijo. El momento de fuerza de dorsiflexión, aumenta debido al traslado del punto de apoyo entre el pie y el suelo mientras el talón se eleva. En el momento del despegue del talón, se alcanza el mayor momento de dorsiflexión y en el momento del despegue de los dedos, el momento de dorsiflexión cae bruscamente a cero cuando se despegan los metatarsianos de la superficie.

Fuerzas internas: El momento de dorsiflexión, que se presenta después del apoyo medio, encuentra una resistencia que le imparten los músculos de la pantorrilla.

#### *Durante la fase de balanceo*

Entre el punto inicial de la fase de balanceo hasta la parte media de la misma, el pie pasa de una flexión plantar a una fase neutra y se mantiene por el resto del período. Este movimiento es causado por los músculos tibiales anteriores.

---

\* CAILLIET, Rene, 1971.

### Actividad muscular en el ciclo de marcha

Es aquella que se encarga de dar la propulsión, el apoyo, de la regeneración de energía perdida e inclusive la encargada de desacelerar el cuerpo en la fase final de balanceo. Los músculos de la extremidad inferior pueden actuar a través de una o dos articulaciones simultáneamente.

Durante el inicio de la marcha, los músculos que dan sus primeros estímulos son los espinales erectores y los glúteos. Los primeros son los encargados de levantar la pelvis en el inicio del ciclo, mientras los segundos le dan la estabilidad a la pelvis en el desplazamiento lateral de la misma.

Para realizar los primeros movimientos durante el ciclo de marcha, los flexores de la cadera se contraen levantando la pierna obteniendo su impulso de la extensión pendular sobre el muslo.

El cuádriceps trabaja a través de dos articulaciones: flexiona la cadera y extiende la rodilla cuando el pie se encuentra en la fase de balanceo.

Al final de la fase de balanceo los músculos de la corva flexionan la rodilla para disminuir el impacto de la extensión.

El grupo de músculos pretibiales se encuentran estimulados durante toda la fase de balanceo con el fin mantener los dedos alejados del suelo.

En el instante en que el talón impacta con el suelo, los dorsiflexores del tobillo (tibial anterior, entre otros), frenan el movimiento plantar del pie mientras éste desciende, evitando el golpe fuerte contra el suelo.

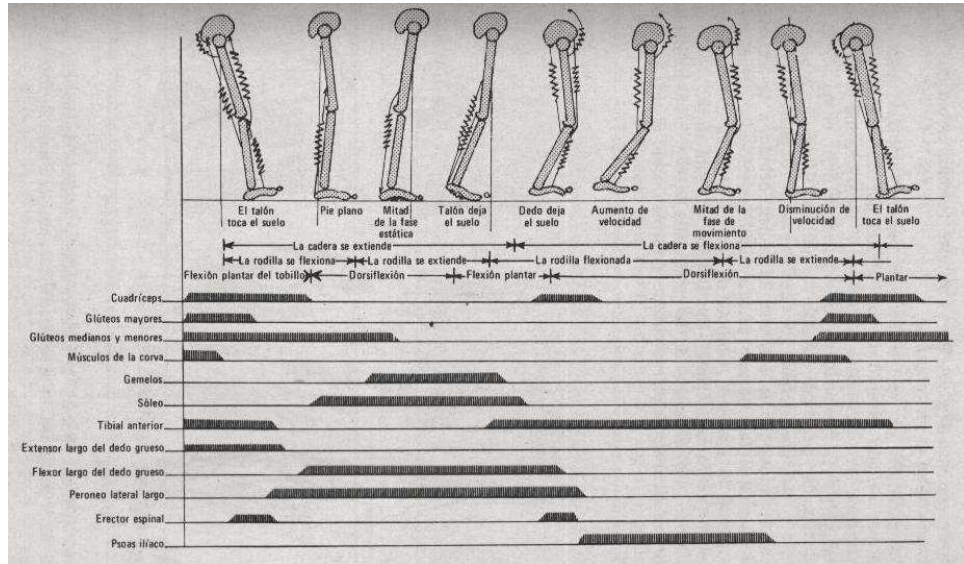
Los flexores plantares (gemelos y soleo) se mantienen activos durante todo el período de apoyo y cesan su actividad en el momento en el que el talón se eleva del suelo.

Durante la dorsiflexión, que se da cuando el centro de gravedad pasa por el talón, los músculos pretibiales se relajan y los flexores plantares se encuentran en contracción, generando un movimiento del tobillo mediante un sistema mecánico. El grupo de músculos gemelo-soleo (flexores plantares), se utiliza para la regulación de la velocidad de la pierna.

En el primer instante en que la planta del pie está totalmente apoyada sobre el suelo, ocurre una rotación de la tibia en torno de la articulación astrágalo-calcánea (generando supinación). Esta supinación es necesaria para la alineación del eje de rotación de la articulación del tobillo paralelo al plano frontal, para permitir la transmisión del peso del cuerpo sobre dicha articulación.

A continuación se muestra un esquema que sintetiza toda la actividad muscular durante un ciclo de marcha para la extremidad inferior.

Figura 86. Actividad muscular durante un ciclo de marcha. (Tomado de Pie y Tobillo de René Cailliet.)



## Anexo IV Antropometría

Para la biomecánica resultan muy beneficiosos los estudios antropométricos, dado que dan un enfoque para el estudio de los movimientos del hombre y como se rige este.

Por ende, es indispensable en cualquier análisis biomecánico el conocimiento de ciertas variables características del cuerpo con el fin de que estas permitan evaluar y que den una visión global del modelo corporal; que puedan definir las masas de los diferentes segmentos del cuerpo, la localización de los centros de masa, la longitud de cada uno de los segmentos, radios de giro, momentos de inercia y demás parámetros físicos que permitan establecer el comportamiento del cuerpo humano en el espacio y su interacción con el sistema externo que lo rodea.

La antropometría es la principal rama de antropología y estudia las medidas físicas del cuerpo humano con el fin de determinar diferencias entre individuos y comprender los cambios físicos del hombre y las diferencias entre sus razas y sub-razas, sin lugar a dudas una amplia variedad de parámetros físicos son requeridos para diferenciar las características de raza, edad y proporciones corporales.

Por ende, cualquier análisis biomecánico implica la determinación de una serie de puntos anatómicos y segmentos interconectados que deben ser complementados con información específica para un análisis cuantitativo de movimiento como lo son para este caso, masas, momentos de inercia y sus respectivas localizaciones

en el espacio. Sin embargo, hacerlo para cada uno de los individuos a los cuales se les hace un estudio es demasiado tedioso y llevaría sin duda muchas horas de análisis de datos antropométricos; de ahí que diferentes autores han tratado de estimar en tablas la mayoría de los parámetros de importancia.

Desde diferentes puntos de vista, el cuerpo humano se puede interpretar como una serie de segmentos interconectados; de ahí se parte para afirmar que la longitud de cada segmento corporal está entre dos articulaciones consecutivas y puede ser planteado individualmente para calcular sus propiedades.

Desde este punto de vista se generan dos enfoques posibles que se le pueden atribuir al comportamiento corporal: el primero, en donde se considera al cuerpo como un sistema formado por segmentos rígidos articulados y se desprecian por completo las deformaciones que puedan causar, en el segundo, ya se considera que dichos segmentos corporales sufren deformación.

El primer planteamiento, sin duda lleva incluido errores sistemáticos, pero dichas deficiencias no invalidan un planteamiento cinemático del cuerpo; este detalle sólo se observa a nivel microscópico y en la actualidad, tanto para el análisis cinético como cinemático, se utiliza este modelo.

#### Dimensiones de los segmentos

Para dimensionar cualquier segmento corporal es necesario establecer como mínimo dos puntos que puedan determinar el vector de su eje dimensional, y dichos puntos generalmente se establecen a partir de puntos anatómicamente conocidos ya sean de tipo interno (centros de rotación articular, puntos topológicos

óseos, etc), como epidérmicos o superficiales (protuberancias, puntos característicos de la piel, etc)<sup>2</sup>.

El punto de dimensionamiento básico es la longitud de los segmentos entre cada unión articular o puntos característicos de tipografía ósea y no entre puntos epidérmicos que puedan variar de un paciente a otro. Sin duda esta es la razón por la cual se ha empleado como convención general la división y medida de los segmentos corporales como la longitud entre los centros articulares.

Un promedio de las longitudes de los segmentos expresado como porcentaje de la altura del cuerpo ha sido planteado por diferentes autores, estas proporciones de los segmentos están a disposición como una ayuda en ausencia de datos, pero siempre que se pueda es recomendable emplear directamente los datos medidos a partir de un individuo.

#### Densidad, masa y propiedades inerciales

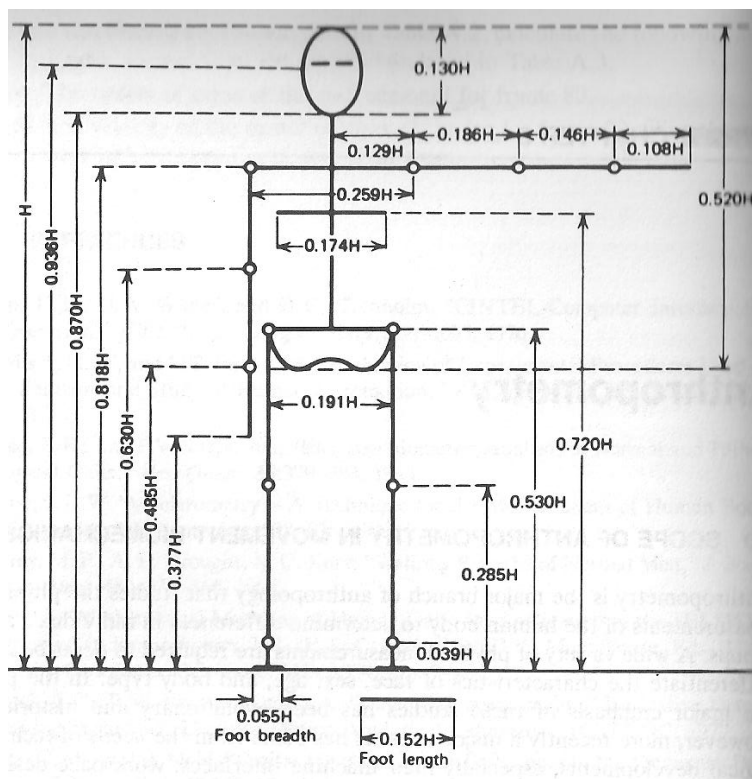
Desde el punto de vista mecánico para realizar un análisis estático, o de tipo dinámico es necesario registrar datos de distribuciones de masa, centróides, momentos de inercia; muchos de estos datos han sido directamente medidos a partir de estudios antropométricos realizados a cadáveres, en otros se han empleado tablas de densidades y volumen, y en la actualidad se han desarrollado métodos más sofisticados para las mediciones de estos parámetros como lo son tomografías computadas con el fin de tener el perfil correcto de una sección

---

<sup>2</sup> SOTO, V.M. y GUTIÉRREZ, M. **Parámetros inerciales para el modelado Biomecánico del cuerpo humano**. Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte Universidad de Granada, 1996, 21p.

corporal y a partir de esta recrearla mediante modelos CAD y con ello obtener las características corporales, esto desde luego no desplaza los estudios que se han realizado sobre los demás modelos.

Figura 87 Longitudes de los segmentos del cuerpo en proporción de la altura del cuerpo H (tomado de Biomechanics and motor control of the human movement de David A. Winter).



### Densidad del cuerpo humano

Sin lugar a dudas el cuerpo humano está compuesto de muchos e innumerables clases de tejidos, cada uno de los cuales con unas características particulares y la densidad no es inherente a este cambio, por ejemplo algunos tejidos musculares

tienen una densidad aproximada de 1.0 Kg/l, mientras que existen huesos que lo superan hasta llegar a casi 1.8 Kg/l.

En 1966 Drills y Contini <sup>2</sup>, se pusieron en la tarea de desarrollar una expresión matemática que pudiera estimar un valor promedio de la densidad corporal humana en función de parámetros fáciles de medir como la altura **h** (m) y el peso **w** (Kg):

Ec. 41 Densidad del cuerpo humano

$$d = 0.69 + 0.9 * \left( \frac{h}{w} \right)^{1/3}$$

Sin duda, cada segmento del cuerpo posee una distribución de huesos, músculos y tejidos única, que hace que la densidad de cada segmento varia, generalmente, la densidad de los segmentos distales dado que su estructura es mas compacta y resistente hace que la proporción de hueso sea mayor, y esto hace que su densidad aumente.

Masa segmentaria y Centroides.

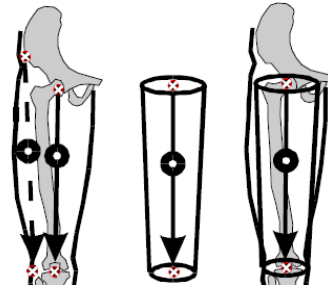
Es de considerar que cuando la masa de un individuo aumenta, la masa de cada segmento también lo hace, por tanto es posible considerar la masa de cada segmento como una proporción del peso total del cuerpo, en la siguiente tabla se expresa un resumen de este parámetro que se ha sido recopilado de varios autores<sup>2</sup>, y que sin duda pueden ser aplicados para análisis cinéticos y cinemáticos de un individuo en particular.

Tabla 13. Datos Antropométricos del cuerpo humano. (Tomado de Biomechanics and motor control of the human movement de David A. Winter)

Segment	Definition	Segment Weight/ Total Body Weight	Center of Mass/ Segment Length		Radius of Gyration/ Segment Length			Density		
			Proximal	Distal	C of G	Proximal	Distal			
Hand	Wrist axis/knuckle II middle finger	0.006 M	0.506	0.494 P	0.297	0.587	0.577 M	1.16		
Forearm	Elbow axis/ulnar styloid	0.016 M	0.430	0.570 P	0.303	0.526	0.647 M	1.13		
Upper arm	Glenohumeral axis/elbow axis	0.028 M	0.436	0.564 P	0.322	0.542	0.645 M	1.07		
Forearm and hand	Elbow axis/ulnar styloid	0.022 M	0.682	0.318 P	0.468	0.827	0.565 P	1.14		
Total arm	Glenohumeral joint/ulnar styloid	0.050 M	0.530	0.470 P	0.368	0.645	0.596 P	1.11		
Foot	Lateral malleolus/head metatarsal II	0.0145 M	0.50	0.50 P	0.475	0.690	0.690 P	1.10		
Leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.0465 M	0.433	0.567 P	0.302	0.528	0.643 M	1.09		
Thigh	Greater trochanter/femoral condyles	0.100 M	0.433	0.567 P	0.323	0.540	0.653 M	1.05		
Foot and leg	Femoral condyles/medial malleolus	0.061 M	0.606	0.394 P	0.416	0.735	0.572 P	1.09		
Total leg	Greater trochanter/medial malleolus	0.161 M	0.447	0.553 P	0.326	0.560	0.650 P	1.06		
Head and neck	C7-T1 and 1st rib/ear canal	0.081 M	1.000	—	PC	0.495	1.116	—	PC	1.11
Shoulder mass	Sternoclavicular joint/glenohumeral axis	—	0.712	0.288	—	—	—	—	—	1.04
Thorax	C7-T1/T12-L1 and diaphragm*	0.216 PC	0.82	0.18	—	—	—	—	—	0.92
Abdomen	T12-L1/L4-L5*	0.139 LC	0.44	0.56	—	—	—	—	—	—
Pelvis	L4-L5/greater trochanter*	0.142 LC	0.105	0.895	—	—	—	—	—	—
Thorax and abdomen	C7-T1/L4-L5*	0.355 LC	0.63	0.37	—	—	—	—	—	—
Abdomen and pelvis	T12-L1/greater trochanter*	0.281 PC	0.27	0.73	—	—	—	—	—	1.01
Trunk	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.497 M	0.50	0.50	—	—	—	—	—	1.03
Trunk head neck	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.578 MC	0.66	0.34 P	0.503	0.830	0.607 M	—	—	—
HAT	Greater trochanter/glenohumeral joint*	0.678 MC	0.626	0.374 PC	0.496	0.798	0.621 PC	—	—	—
HAT	Greater trochanter/mid rib	0.678	1.142	—	0.903	1.456	—	—	—	—

Considerando que la masa ósea es la que mayor porcentaje, y que ésta se encuentra repartida en el centro del segmento, se concluye que el vector definido por los puntos proximal y distal debe coincidir con el eje longitudinal medial del segmento. Si se pudiesen resumir geoméricamente los segmentos humanos en la figura de un cilindro, el CG se correspondería con un punto localizado a lo largo del eje formado por la unión de los centros geoméricos de los círculos que delimitan sus extremos.

Figura 88. Localización del CG de un segmento en base a la utilización de puntos internos y epidérmicos (tomada de Parámetros inerciales para el modelado biomecánico del cuerpo humano de Soto, V.M. y Gutierrez, M.)



Es por esta razón, que es aconsejable que las medidas antropométricas sean entre estructuras óseas y no a partir de puntos epidérmicos.

Por ende, la localización de los centróides se puede entregar como porcentaje de la longitud de un segmento cualquiera, el cálculo de estos centróides se llevo a cabo mediante análisis hechos a cadáveres y se calculaba empíricamente encontrando el centro de balance de la sección, y estos también se encuentran consignados en la tabla anterior.

#### Momentos de inercia y radios de giro de los segmentos corporales

Desde luego los parámetros inerciales pueden ser elegidos a partir de análisis estadístico, o bien ser una estimación a partir de un individuo particular, desde luego estas es mas precisa solo que requiere muestreos y cálculos más largos a un espécimen dado.

Para el análisis de cinético de un cuerpo en el espacio, o sea si se tiene en cuenta parámetros como la aceleración, se necesita conocer la resistencia inercial de

cada segmento. Para el caso de movimiento lineal, según las leyes de movimiento de Newton,  $\Sigma F=ma$ ; mientras que para el caso de desplazamiento angular  $\Sigma M=I\alpha$ .

De esta manera se observa como en los dos casos describen una relación lineal entre los parámetros cinemáticos y parámetros físicos, en el primer caso la constante es la masa, mientras que en el segundo la constante es momento de inercia. Este último, el momento de inercia, es la constante de proporcionalidad que mide la habilidad de un segmento a resistir los cambios en velocidad angular en un instante de tiempo determinado.

Considerando el momento de inercia de un segmento cualquiera alrededor de su centro de masa, se puede determinar mediante el radio de giro del segmento (que esta contenido en la tabla anterior)

Ec. 42 Momento de Inercia

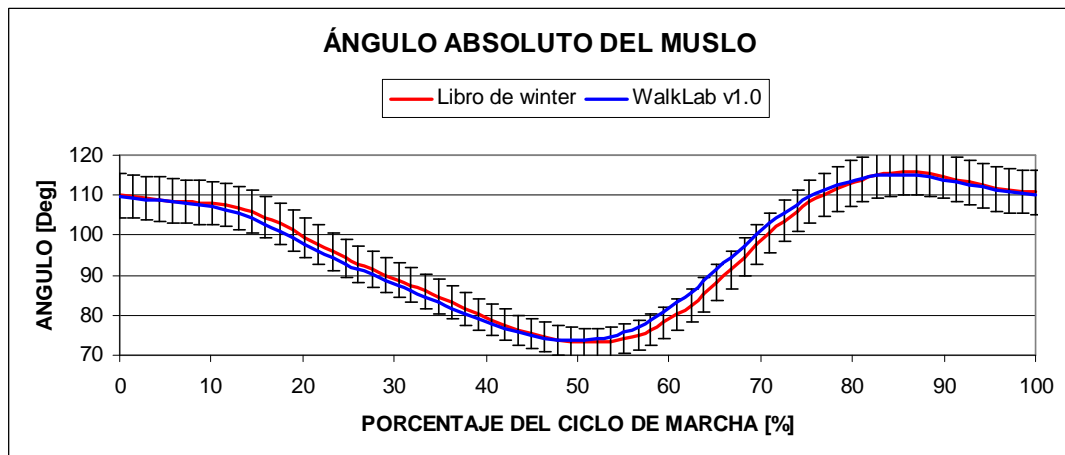
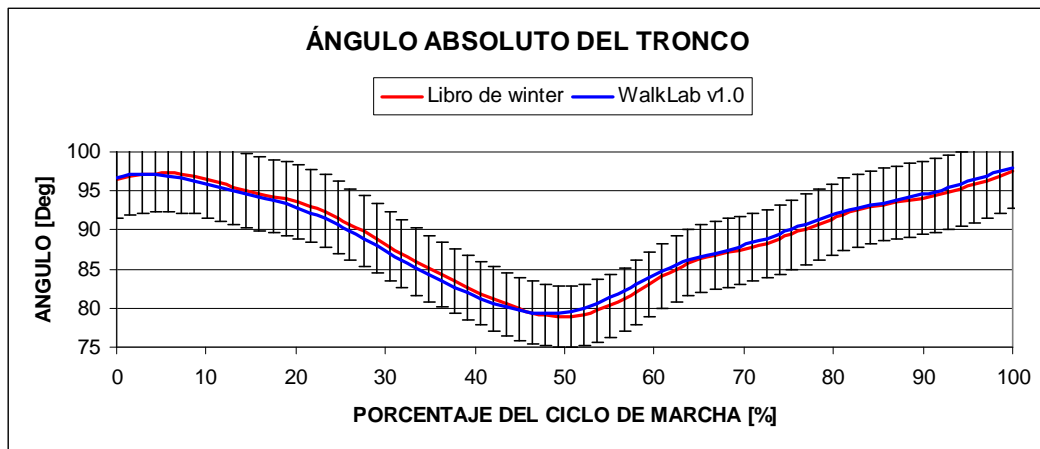
$$I_o = m\rho_o^2$$

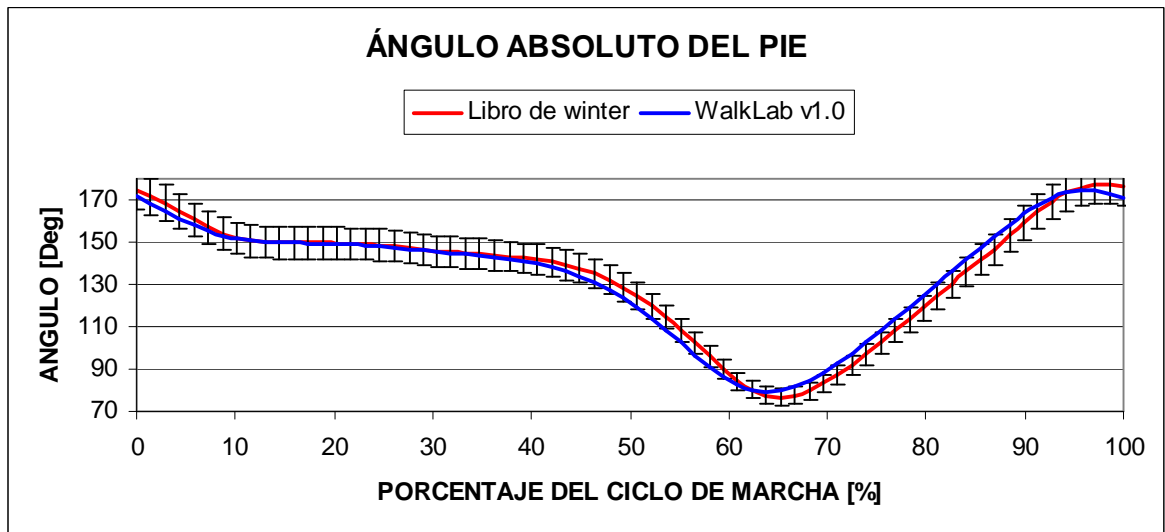
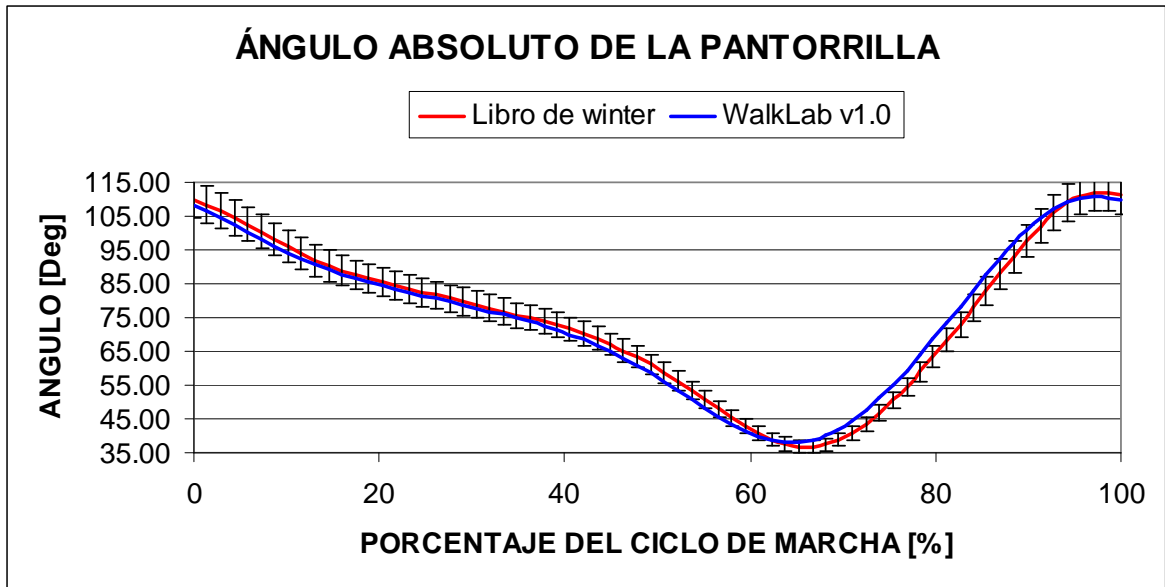
La magnitud del momento de inercia de un segmento corporal, depende del punto alrededor del cual toma lugar la rotación, desde luego, los segmentos del cuerpo están sujetos a las leyes físicas que lo rigen, como es el caso del teorema de ejes paralelo.

Anexo V Curvas comparativas entre un estudio realizado por el Doctor David A. Winter y uno realizado por el código Walklab v1.0 usando los mismos datos de entrada.

GRÁFICAS DE ÁNGULOS ABSOLUTOS DE LOS SEGMENTOS, ERROR INFERIOR AL 4%.

Figura 89. Curvas comparativas de los resultados obtenidos por el Doctor David A. Winter y los obtenidos por WalkLab v1.0. En forma descendente se presenta el ángulo absoluto del tronco, ángulo absoluto del muslo, ángulo absoluto de la pantorrilla y finalmente el ángulo absoluto del pie.

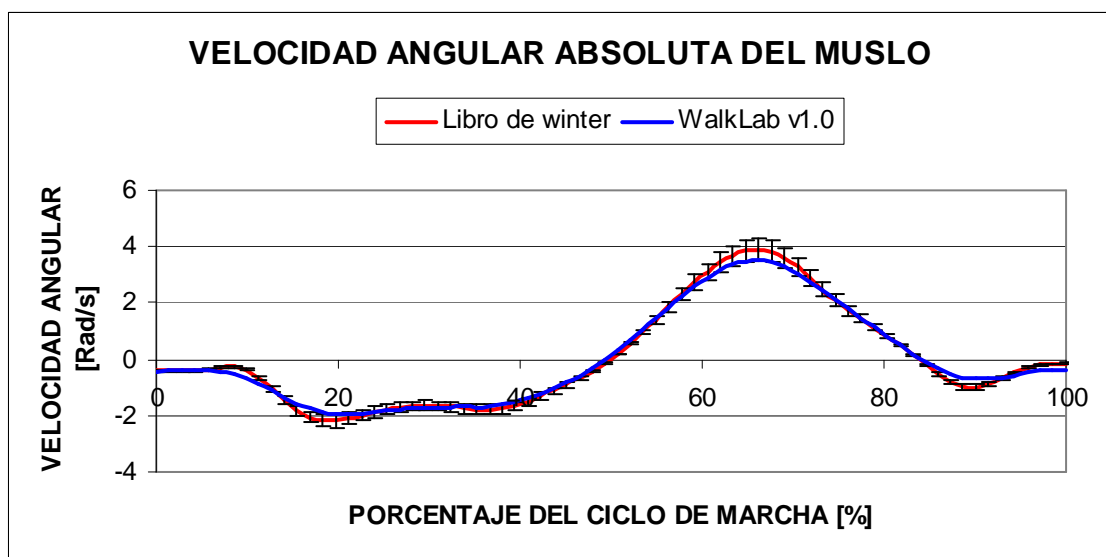
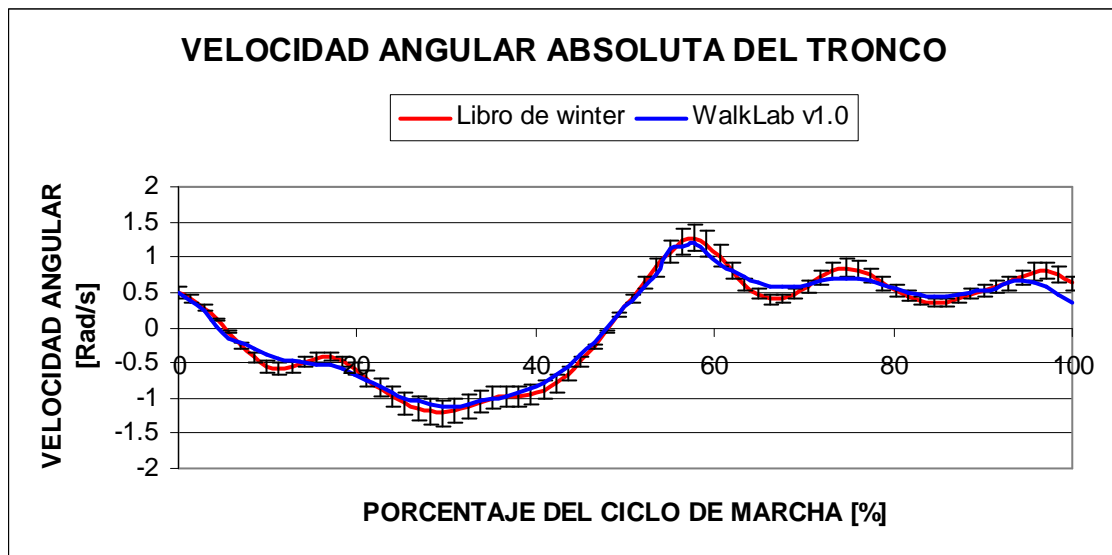


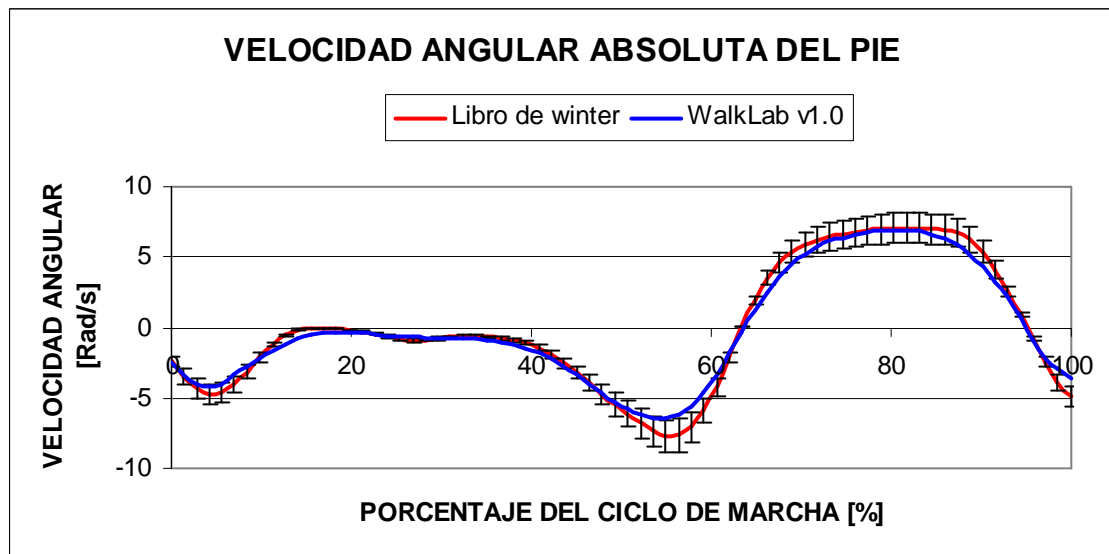
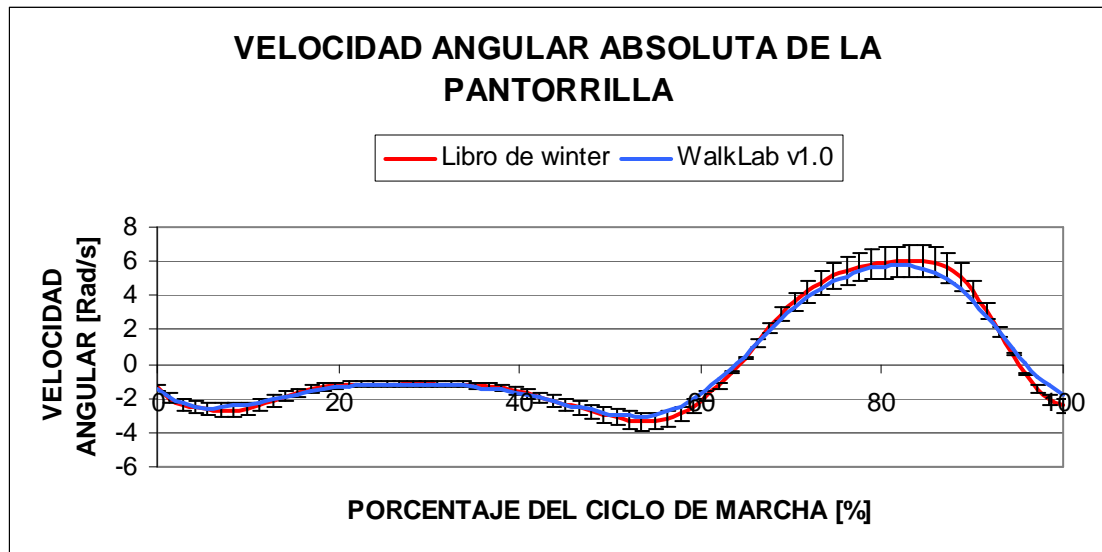


Como se pudo observar en todas las graficas anteriores, los resultados además de tener un margen de error muy pequeño, presentan un comportamiento muy similar indicando el correcto funcionamiento del código.

VELOCIDAD ANGULAR ABSOLUTA, CON UN ERROR INFERIOR AL 15%.

Figura 90. Curvas comparativas de los resultados obtenidos por el Doctor David A. Winter y los obtenidos por WalkLab v1.0. En forma descendente se presenta la velocidad angular del tronco, velocidad angular del muslo, velocidad angular de la pantorrilla y finalmente la velocidad angular del pie.



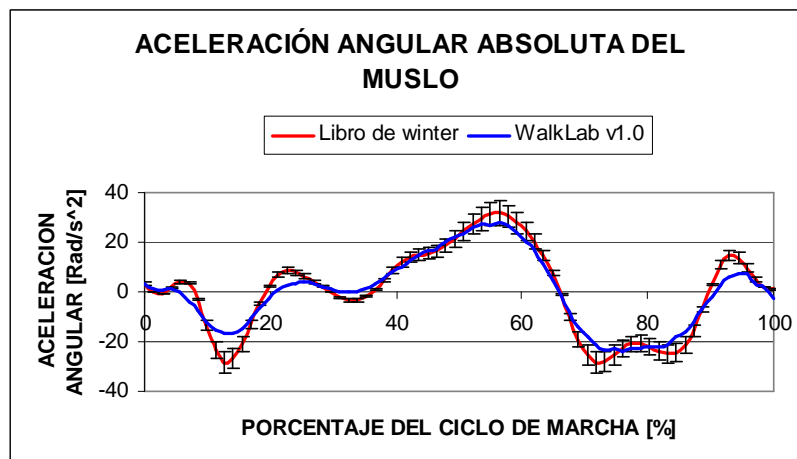
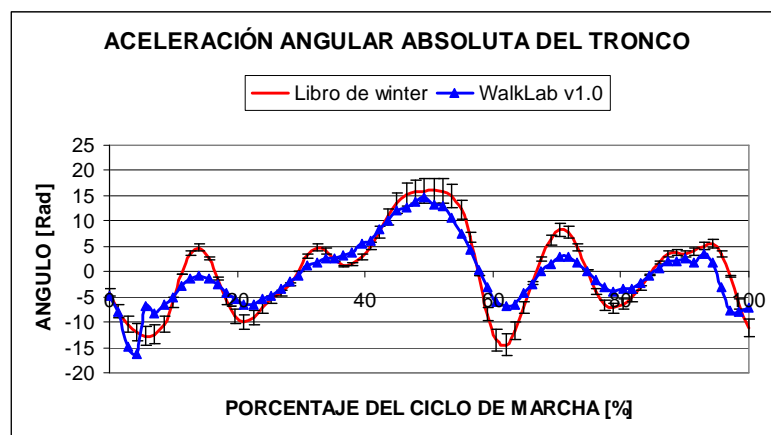


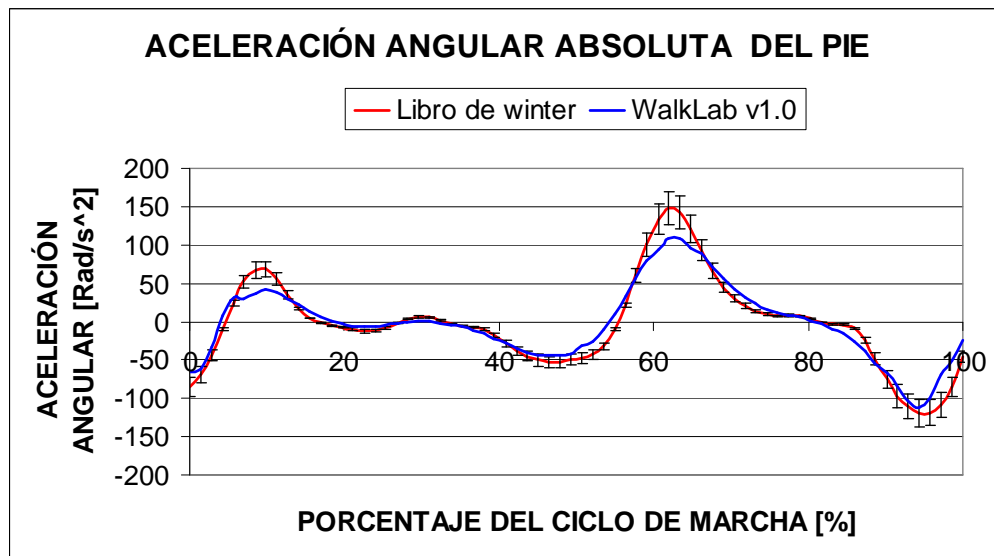
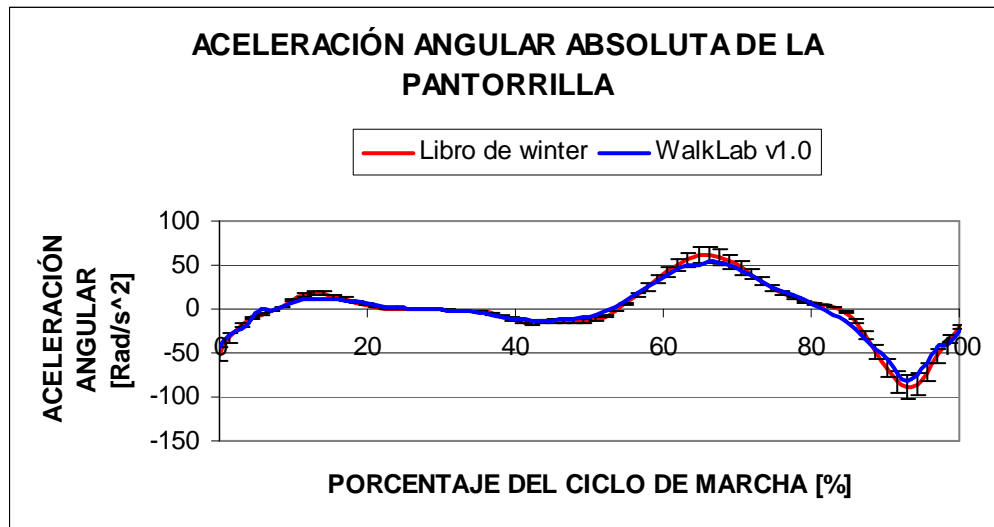
Como se pudo observar en todas las graficas anteriores, los resultados además de tener un margen de error aceptable, presentan un comportamiento muy similar indicando el correcto funcionamiento del código. La diferencia entre los resultados radica en el tipo de filtro empleado por el Doctor Winter y el empleado en este

estudio. Adicionalmente en el estudio del Doctor Winter se emplea dos marcadores diferentes en la articulación de la rodilla, lo cual indica altera los resultados obtenidos por ambos estudios.

ACELERACIÓN ANGULAR ABSOLUTA, CON UN ERROR INFERIOR AL 15%.

Figura 91. Curvas comparativas de los resultados obtenidos por el Doctor David A. Winter y los obtenidos por WalkLab v1.0. En forma descendente se presenta la aceleración angular del tronco, aceleración angular del muslo, aceleración angular de la pantorrilla y finalmente la aceleración angular del pie.

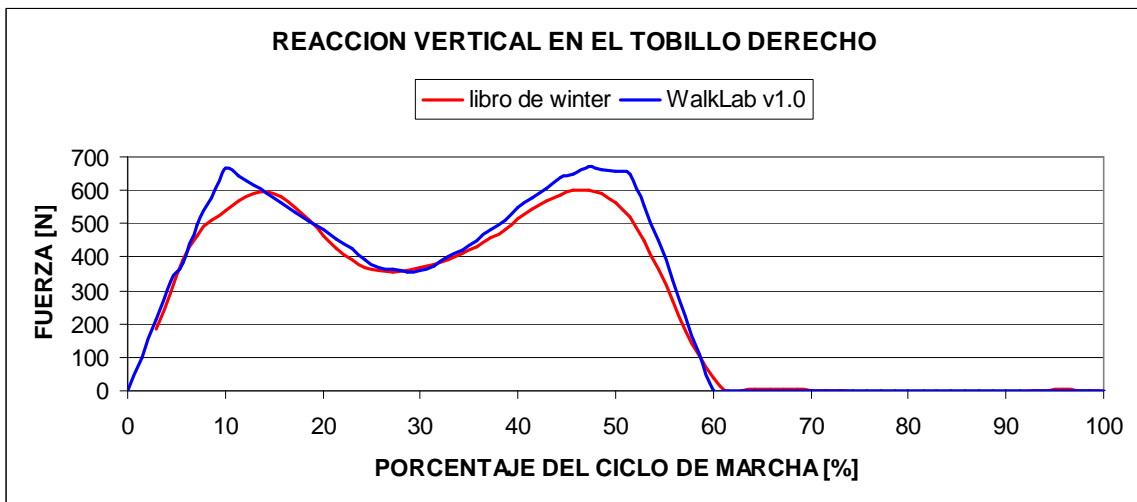
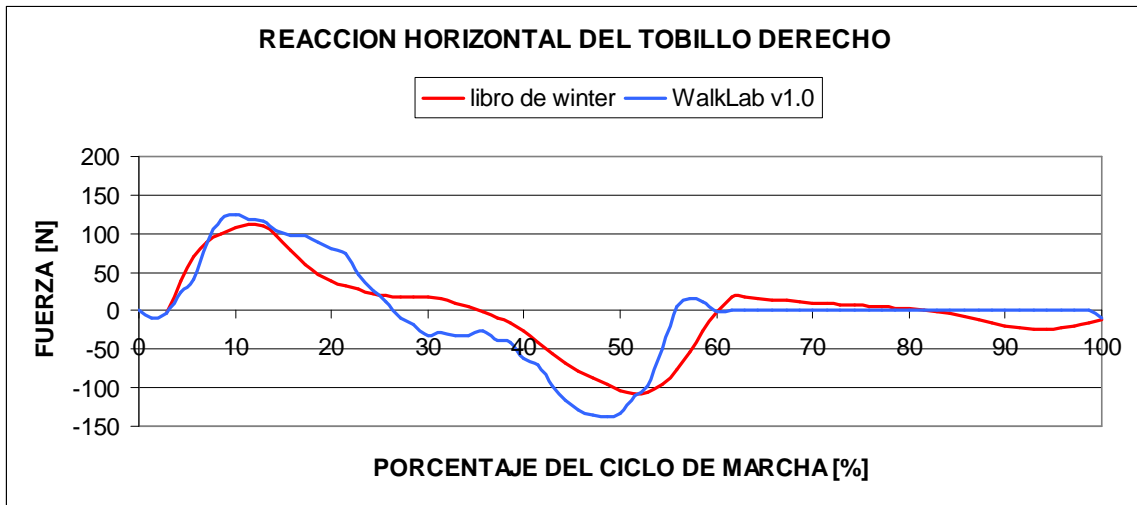


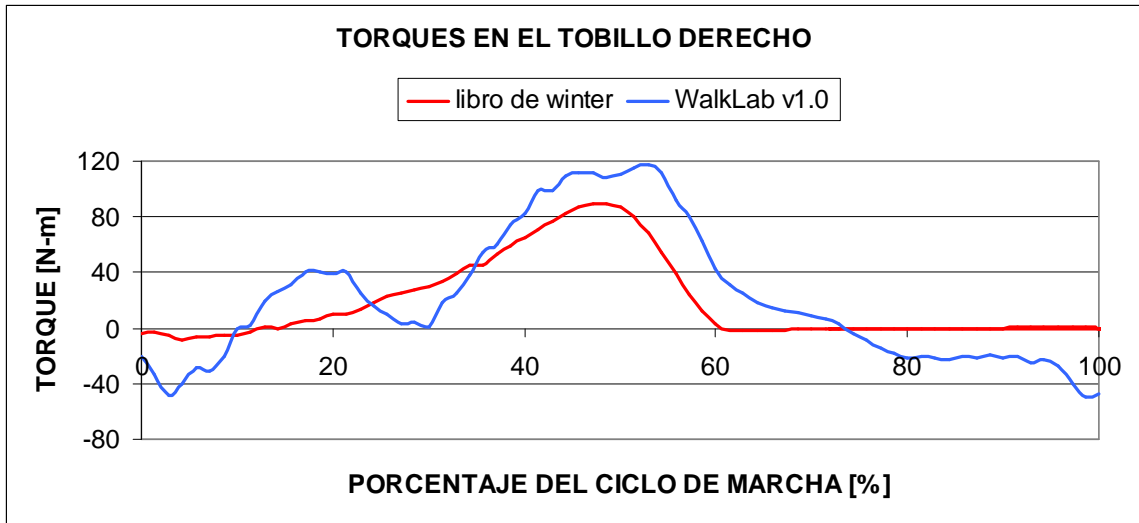


Como se pudo observar en todas las graficas anteriores, presentan un comportamiento muy similar indicando el correcto funcionamiento del código. Sin embargo se puede observar la disminución de los picos característicos de la aceleración. Esto se debe a la metodología de filtrado utilizado en este proyecto, la cual es completamente distinta a la propuesta por el Doctor Winter.

## CINÉTICA DE LA ARTICULACIÓN DEL TOBILLO

Figura 92. Curvas comparativas de los resultados obtenidos por el Doctor David A. Winter y los obtenidos por WalkLab v1.0. En forma descendente se presenta la reacción horizontal en el tobillo, la reacción vertical en el tobillo y por ultimo el torque en el tobillo.



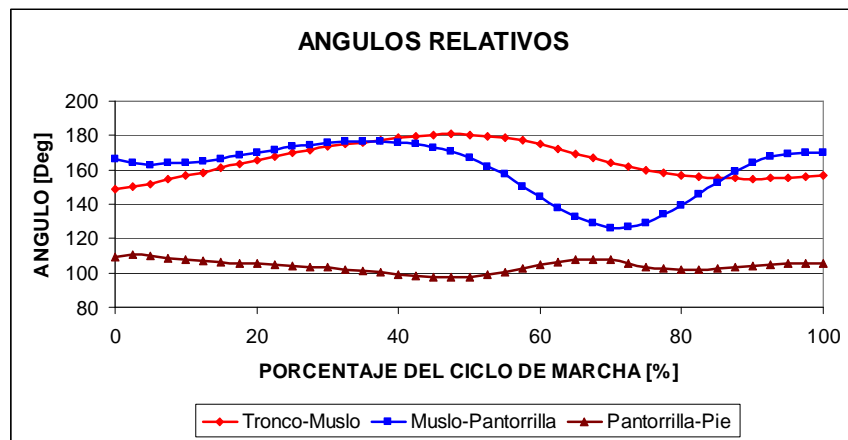


En las curvas anteriores, se puede observar un comportamiento similar entre los resultados obtenidos y los resultados obtenidos por el Doctor Winter, Lo cual indica la validez del código propuesto.

Anexo VI Estudio realizado para una persona de 80kg. y con una altura de 1.80 m, usando a Walklab como herramienta de análisis

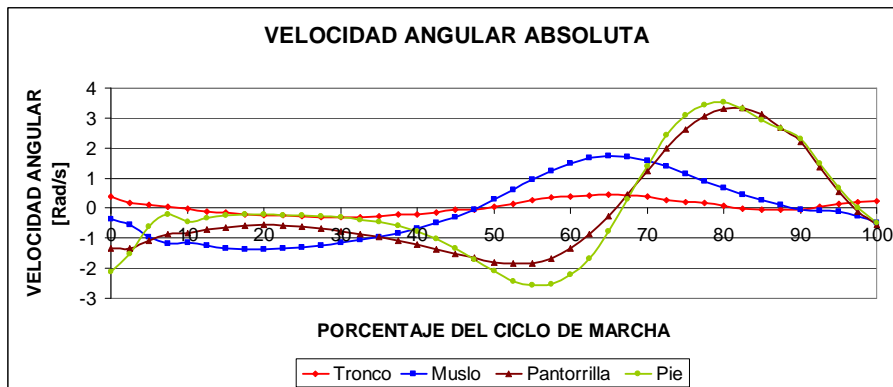
## ÁNGULOS RELATIVOS

Figura 93. Ángulos relativos entre los segmentos del cuerpo para una persona de 80kg. y una altura de 1.80m.



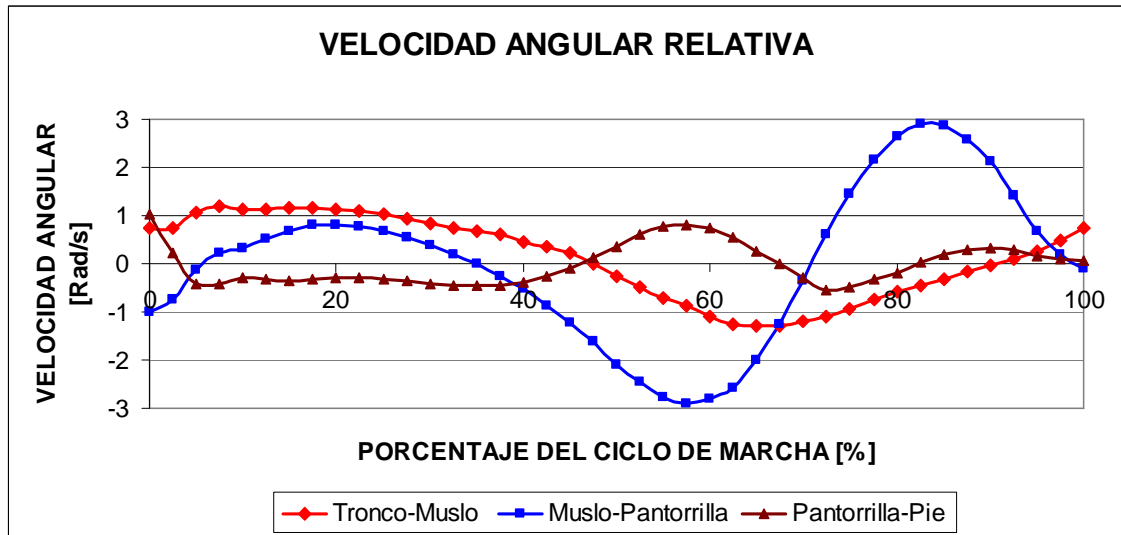
## VELOCIDAD ANGULAR ABSOLUTA

Figura 94. Velocidad angular absoluta entre los segmentos del cuerpo para una persona de 80kg. y una altura de 1.80m.



## VELOCIDAD ANGULAR RELATIVA

Figura 95. Velocidad angular relativa entre los segmentos del cuerpo para una persona de 80kg. y una altura de 1.80m.



## VELOCIDAD LINEAL DEL CENTRO DE MASA

Figura 96. Velocidad vertical del centro de masa del cuerpo para una persona de 80kg. y una altura de 1.80m.

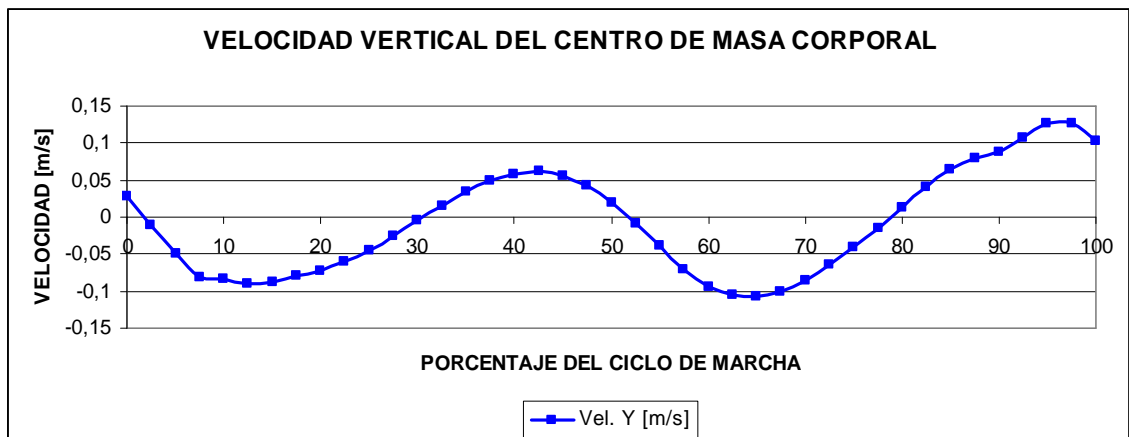
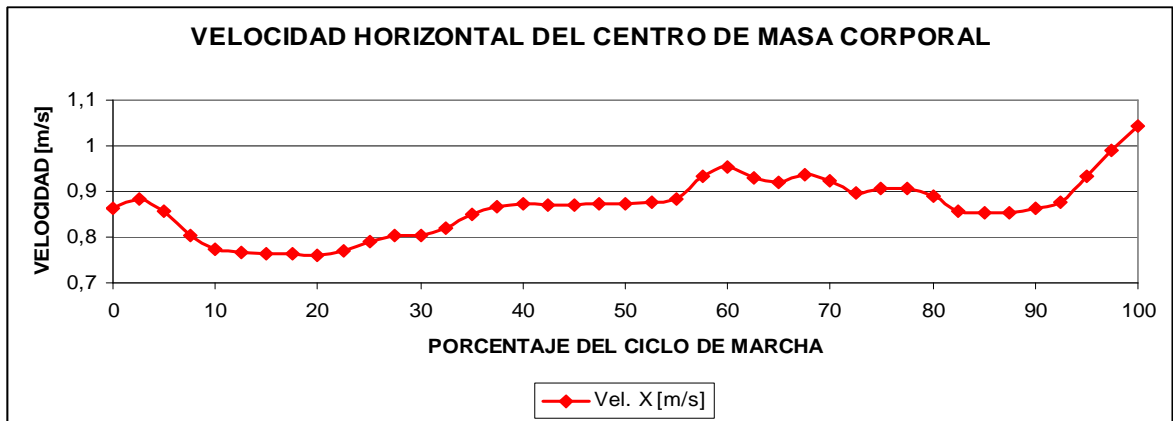
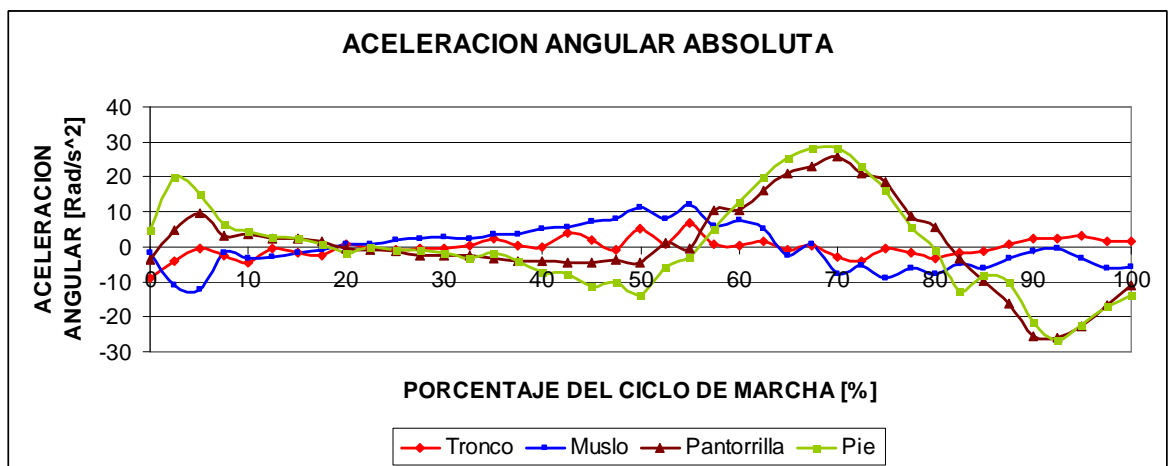


Figura 97. Velocidad horizontal del centro de masa del cuerpo para una persona de 80kg. y una altura de 1.80m.



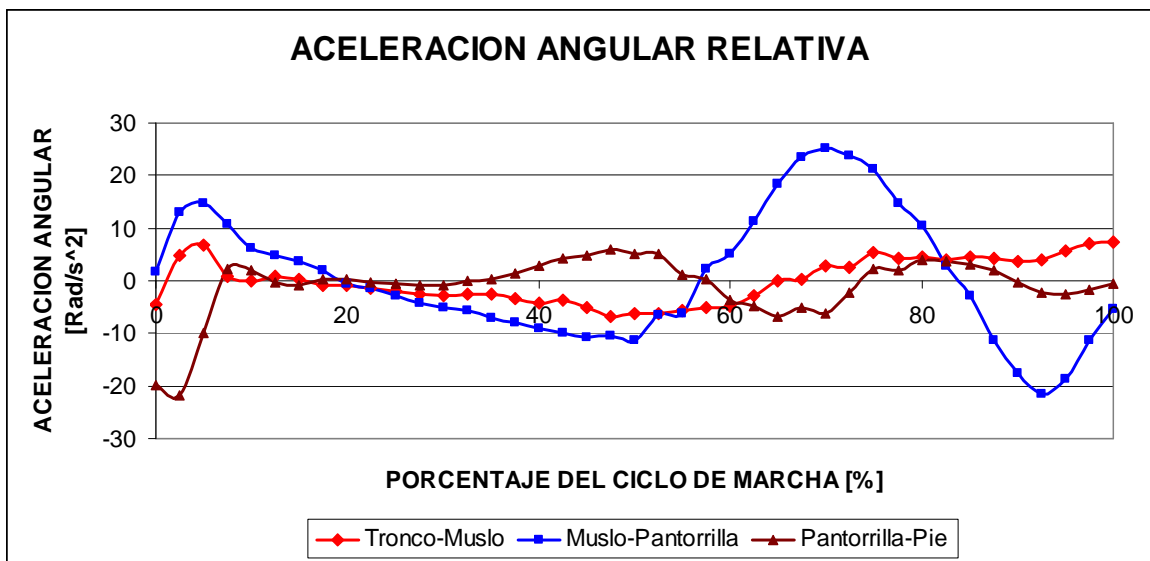
### ACELERACIÓN ANGULAR ABSOLUTA

Figura 98. Aceleración angular absoluta para una persona de 80kg. y una altura de 1.80m.



## ACELERACIÓN ANGULAR RELATIVA

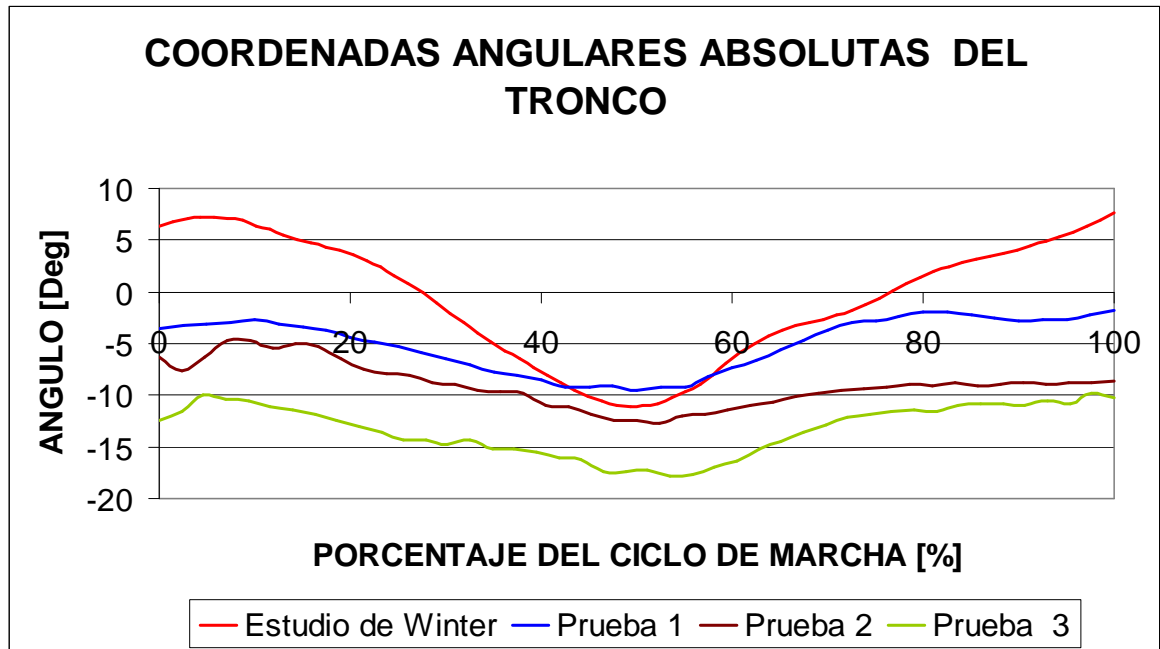
Figura 99. Aceleración angular relativa para una persona de 80kg. y una altura de 1.80m.

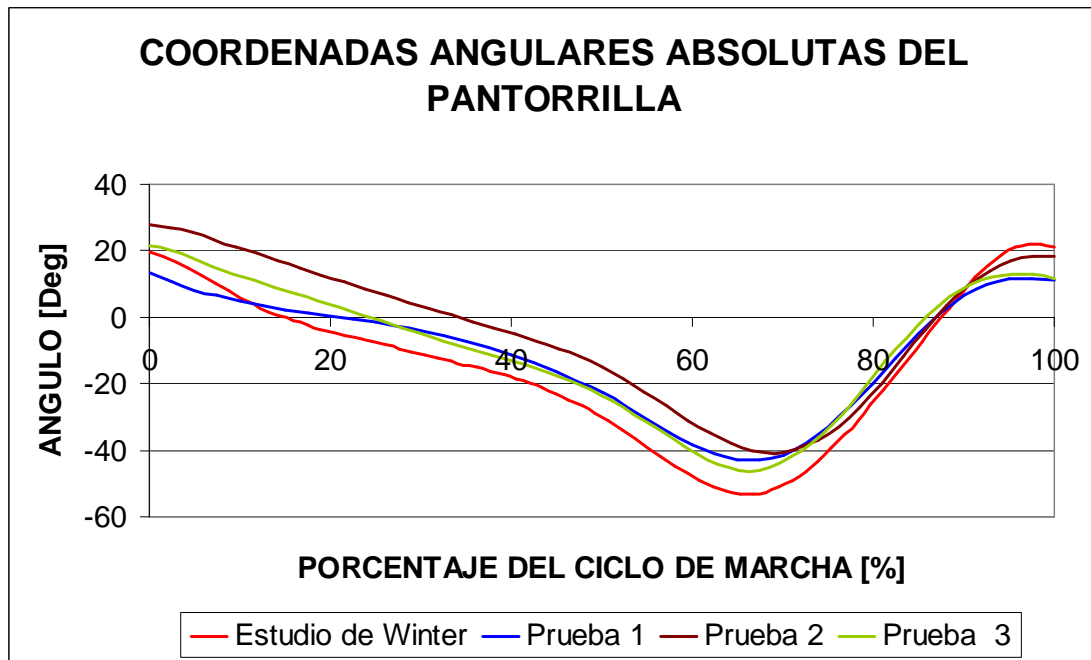
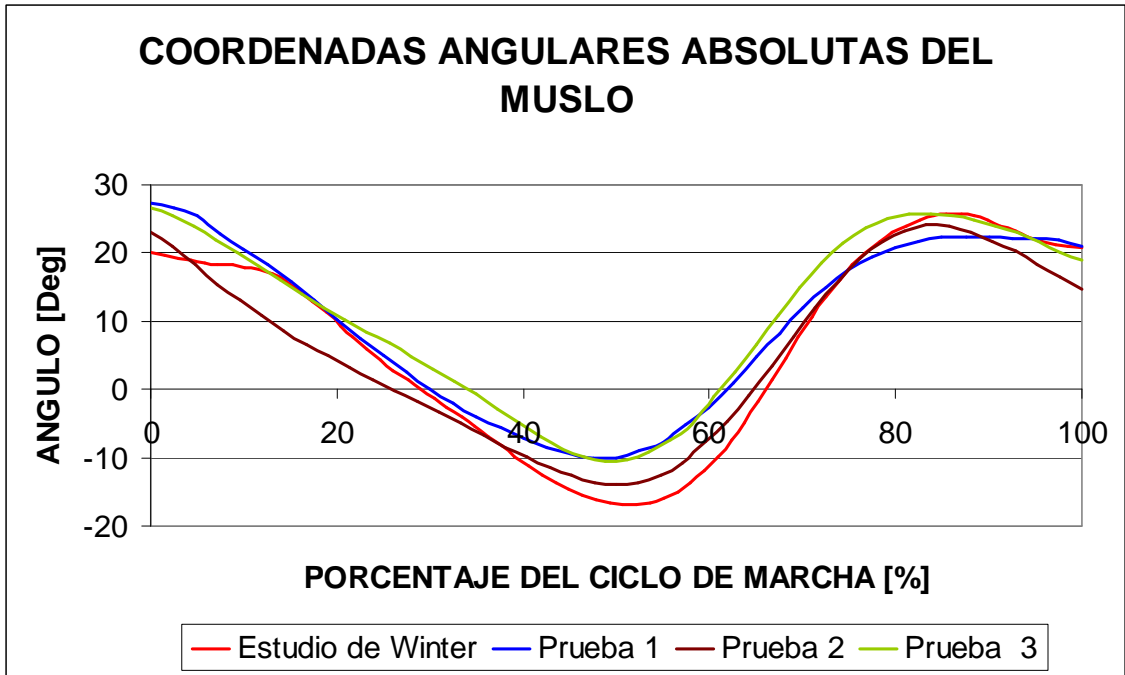


## Anexo VII Curvas comparativas del paciente amputado

### COORDENADAS ANGULARES ABSOLUTAS

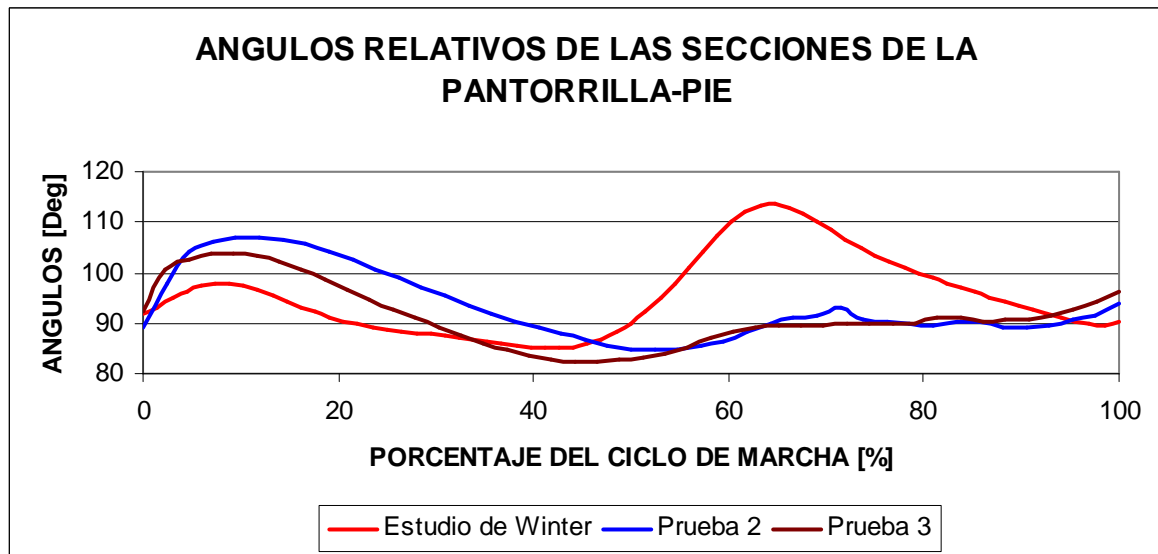
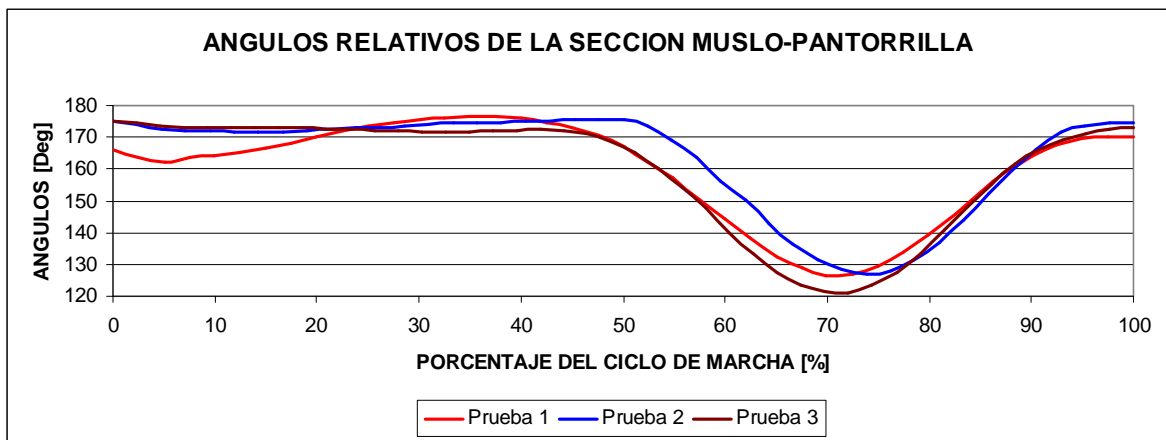
Figura 100. Coordenadas angulares absolutas de los segmentos, donde la línea roja representa el estudio realizado por el doctor Winter, la línea azul representa un estudio para una persona de 1.8m y 80kg de peso, línea marrón representa la toma de datos con la prótesis del paciente y la línea verde representa la prueba realizada con el emulador. Las curvas en orden descendente son Coordenadas angulares del tronco, muslo y pantorrilla, donde la del pie se encuentra en el capítulo 10.3.





## ÁNGULOS RELATIVOS

Figura 101. Coordenadas angulares relativas de los segmentos, donde la línea roja representa el estudio realizado por el doctor Winter, la línea azul representa la toma de datos con la prótesis del paciente y la línea marrón representa la prueba realizada con el emulador. Las curvas en orden descendente son Ángulos relativos de las secciones del muslo-pantorrilla y Ángulos relativos de las secciones de la pantorrilla-pie.



Anexo VIII Informe del ingeniero Guillermo Beltrán Dulcey sobre las pruebas realizadas con el emulador

Apreciados Estudiantes William Pinto Hernández y Carlos Arturo Gómez Serrano:

Por Invitación de ustedes he tenido la oportunidad de experimentar con la prótesis a la cual le fue instalada la “articulación pie-tobillo que emula y logra las funciones principales, en el plano sagital”, instrumento que ha sido producto de un amplio y profundo estudio realizado como trabajo de grado y a su vez como uno de los objetivos misionales de la Universidad, cual es proyección social.

Como persona amputada del miembro Inferior Izquierdo por debajo de rodilla, considero que -después de haber usado diferentes prótesis desde hace 25 años las cuales unas han sido importadas y otras confeccionadas en Bogotá y Bucaramanga- luego de la experiencia compartida, merecen un sincero mensaje de felicitación por el excelente estudio con el que su proyecto contribuye a la funcionalidad de la marcha de personas quienes como yo, sobrellevan una amputación.

Ojalá que su Director de Proyecto, la Escuela y la Universidad no permitan que esta investigación llegue hasta aquí. Que puedan ustedes -ya sea en Colombia o en otras Universidades del exterior, en laboratorios de Ergonomía, Biomecánica o en centros educativos como la Universidad de Valencia en España- continuar no sólo con este proyecto para perfeccionarlo (de pronto en la estética), sino en muchos otros , logrando demostrar que los productos colombianos en el campo de la biomecánica son tan excelentes y competitivos como los de cualquiera otra nación extranjera.

Como paciente, creo en este proyecto, dado que he podido comprobar por mí mismo, que facilita la marcha, da la sensación de pantorrilla y a pesar de que solo lo he utilizado media hora, la adaptación ha sido bastante rápida y me recordó mi marcha original, esto gracias a la flexión del resorte delantero y el trasero, que permiten hacer más suave el impacto y a su vez da el impulso para el nuevo paso facilitando el esfuerzo del cuádriceps y el de la rodilla. Es decir, ya no tenía que levantar desde el muslo la ortopédica, puesto que ella misma se impulsa.

Reitero entonces mi felicitación por el esfuerzo, la investigación y las competencias alcanzadas al interior de las aulas de la Universidad Industrial de Santander. Felicitaciones extensivas a sus docentes y demás miembros quienes han contribuido a la formación. Espero entonces que la comunidad académica continúe en su apoyo para ser coherente con el slogan "CONSTRUIMOS FUTURO".

Ahora, de mi parte quiero manifestarles que, si se me requiere en el testimonio presencial el día de la sustentación, cuenten conmigo.

Sin otro particular,

Guillermo Beltrán Dulcey.

cc.13.823.782 de Bucaramanga

Catedrático Titular UIS.

## Anexo IX Concepto médico emitido por una fisioterapeuta sobre las pruebas realizadas con el emulador

Al analizar el ciclo de marcha del paciente -ingeniero Guillermo Beltrán Dulcey- con la prótesis que él está usando en este momento, se puede observar que no realiza la dorsiflexión necesaria para los momentos de apoyo medio y fase de balanceo, ya que su prótesis carece de dicho movimiento.

Por tal efecto, y si se tiene en cuenta que los factores neurológicos, musculares y articulares de la cadera y la rodilla del miembro inferior amputado están dentro de los parámetros normales, el ciclo de marcha se encuentra alterado, ya que al faltar la dorsiflexión en el apoyo medio existe un bloqueo mecánico en neutro del pie protésico del paciente, razón por la que se disminuye la distancia y el tiempo empleado para ejecutar el paso del miembro inferior sano. Además, debe llevar la cadera en mayor ángulo de flexión en la fase de balanceo para que el antepie de la prótesis no golpee con el suelo.

Si examinamos el patrón de marcha del paciente empleando el EMULADOR DE CUELLO DE PIE propuesto por los estudiantes, se observa que el ciclo de marcha mejora notablemente, puesto que el emulador posee los movimientos de dorsiflexión y plantiflexión necesarios para la realización del desplazamiento antero-posterior del cuello del pie. De esta forma, se logra un movimiento más armónico y equilibrado que lleva a un ciclo de marcha más estable y seguro, puesto que las fases de apoyo medio y balanceo se están dando con la consecución de la dorsiflexión en el emulador propuesto.

Por tal razón, cuando el paciente emplea EL EMULADOR, el gasto energético, muscular y articular disminuye evitando posibles lesiones futuras del miembro inferior amputado e igualmente se reduce la sobrecarga y el sobre esfuerzo del miembro inferior sano.

Para mí es motivo de orgullo y una gran satisfacción compartir experiencias con los autores del presente estudio, poder asesorarlos en la realización de este importante proyecto, puesto que su aplicación conlleva al mejoramiento de la calidad de vida de los pacientes amputados de cuello de pie por diferentes acontecimientos.

Ojalá continúen desarrollando investigaciones de este tipo y que EL EMULADOR pase a ser una PRÓTESIS DE CUELLO DE PIE posible de ser utilizada por los pacientes que la necesitan, para que se sientan psicológica y somáticamente competitivos dentro de la sociedad. Con proyectos como este es que se contribuye a que personas con este tipo de discapacidades logren una estabilidad personal y profesional.

ARABELA SERRANO DE GÓMEZ

Fisioterapeuta UIS

## Anexo X Descripción detallada del código

Aquí se presentará una información mas detallada de la función de cada código y como desarrolla sus funciones durante la operación del mismo. Sin embargo, no se presentaran diagramas de flujo por contenerse en la sección 8.

### VIDEO

Este código es el principal de todos los presentes, pues es el encargado de generar las matrices de trabajo para todo el desarrollo del código. A partir del análisis del video se obtiene la matriz de coordenadas de las articulaciones, y a partir de esta se generan las matrices de los centroides de los segmentos y del centro de masa del cuerpo, coordenadas generalizadas (que en este caso son los ángulos de los segmentos con respecto a la horizontal) y demás parámetros necesarios en el proceso.

Sin embargo, la información que se origina en este código contempla la pierna derecha y la izquierda. La forma como se produce la información de la pierna izquierda, es a partir de la suposición de una marcha simétrica. Básicamente lo que se hace es calcular una matriz de coordenadas de los marcadores en ciclo y medio de marcha. Para posteriormente subdividirla en dos matrices distintas, derecha e izquierda.

Para poder desarrollar estas matrices de trabajo el código necesita una información base para trabajar que consiste en la dirección del video previamente

grabado y los parámetros antropométricos (masa y altura) que son recolectados a partir del entorno gráfico del código.

### Límites

Para poder calcular las matrices de trabajo es necesario definir cuales son los límites del ciclo de marcha, los cuales me determinarán la dimensión de la matriz y los eventos representativos de la marcha. Llamamos límites, al parámetro que indica el inicio y fin de la marcha, inicio y fin de la segunda fase de doble apoyo.

### Inicio y fin de la marcha

El inicio y la finalización de la marcha se determinan utilizando un marcador auxiliar. Este marcador funciona de la siguiente forma:

Este se enciende cuando el pie derecho hace contacto con el piso. De esta forma determina el inicio del ciclo de marcha.

El marcador continúa encendido durante todo el ciclo de marcha. Si el pie derecho se levanta del piso o si el pie izquierdo hace contacto con el piso, este permanecerá encendido.

El marcador se apagará solamente cuando el pie derecho vuelva a hacer contacto con el piso. En este momento el pie derecho -de la misma forma que inicia el ciclo de marcha- define el fin del ciclo.

Estos marcadores son captados en el mismo video de la marcha. Por lo tanto, MATLAB utiliza esa información y determina el inicio y el fin del ciclo de marcha.

Inicio y fin de la segunda fase de doble apoyo

De la misma forma que se utiliza un marcador auxiliar para determinar el inicio y el fin del ciclo de marcha, para definir el inicio y el fin de la segunda fase de doble apoyo se utiliza otro marcador auxiliar diferente que opera de la siguiente manera:

El marcador se enciende solo si los dos pies se encuentran apoyados. Esto indica que cuando el talón del pie izquierdo hace contacto con el piso, este se encenderá siempre y cuando el pie derecho siga apoyado.

El marcador se apaga cuando el pie derecho o el izquierdo se levanten.

De la misma forma que el marcador auxiliar anterior se determina, este también es captado en el video utilizado para el análisis de la marcha misma. Esto quiere decir que el video utiliza no seis marcadores presentes en las articulaciones, sino que utiliza dos adicionales para la determinación de los límites.

Matrices de trabajo

Para la determinación de las matrices de trabajo, se realiza el siguiente procedimiento:

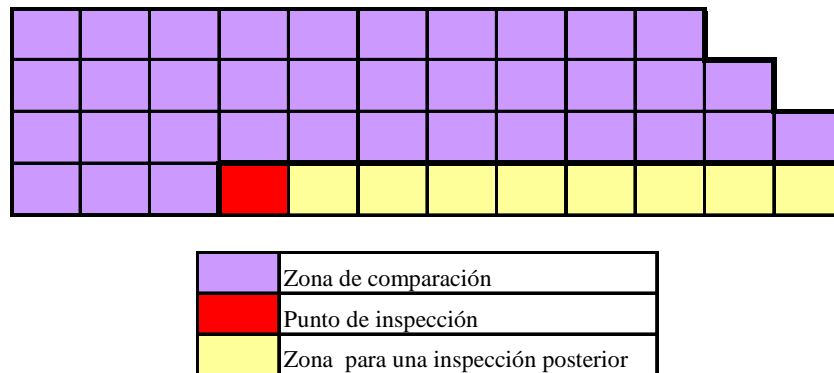
1. Se toma la fotografía a tratar del video, y se convierte en una fotografía en escala de grises.
2. La Imagen en escala de grises se transforma en una matriz numérica, con valores que oscilan entre 0 y 1.
3. De esta matriz numérica se calcula el mayor valor (donde se presenta el brillo más intenso de la luz).
4. En este instante es importante lograr que el código maneje un rango de color suficientemente amplio para detectar las seis luces y suficientemente limitado para no tener luces muy grandes. Esto se realiza utilizando una condición que me asegure la existencia de los seis marcadores.
5. Para determinar la cantidad de marcadores se juega con la intensidad lumínica captada de los marcadores. La importancia de este valor radica en tres situaciones; si el valor es muy grande, no detecta uno o varios de los otros marcadores instalados; si el valor es muy pequeño, detecta luz en puntos donde no hay marcadores (generando puntos debido a brillos o reflejos). Adicionalmente, la intensidad determinará parcialmente el tamaño de la estela de la siguiente forma; si se toma el menor valor posible de la intensidad donde encuentre los seis puntos, esto generará una estela muy grande. Sin embargo, si tomamos el máximo valor de la intensidad permitido, donde este encuentre todos los puntos, se generará una estela de menor longitud y así se disminuye el error debido a la estela.

Por consiguiente, es crítico definir la intensidad como: el máximo valor en el cual se determine la existencia de seis puntos en todos los frames del video.

6. Se determina el número de marcadores con la intensidad definida en el punto anterior.

7. Se compara si el número de marcadores es igual a 6, de lo contrario se repite todo el paso 4 ajustando el grado de intensidad.
8. Cuando se tiene plenamente definido el rango de valores de intensidades permisibles, esta matriz se convierte en binaria y consiste en definir como 1 a todos los valores que cumplan la condición de intensidad y como 0 a los valores que no la cumplan. En este momento se tendría una matriz que indica la posición de la luz.
9. La matriz binaria indica las áreas de luz, pero es necesario enumerarlas para poder organizar los puntos de interés y para poder reconocer a qué coordenada corresponde cada articulación, por ejemplo, que el punto de la cadera no sea el de la rodilla.

Figura 102. Definición del contorno del punto.



En la Figura 102 se representa la zona alrededor del punto que se va a comparar. El procedimiento consiste en tomar el máximo valor en la zona resaltada y colocarlo en el punto de interés. En el dado caso que el punto máximo sea 0, se coloca el siguiente número en la numeración de las zonas iluminadas.

En este punto se tienen enumeradas las áreas de luz pero esto no significa que toda el área iluminada represente el marcador. Cuando el marcador se encuentra estático (el talón en la fase de apoyo doble) el área iluminada total, es la representación del marcador.

Sin embargo, cuando el marcador está en movimiento (en la fase de balanceo), el movimiento propio del marcador genera una estela (similar a la observada por los cometas) que es captada por la cámara; genera un área mucho mayor. Por lo tanto es necesario definir el punto de medición y a su vez es necesario determinar el centro del marcador en la zona numerada.

Cuando se tienen definidos los puntos de interés de cada área de luz, es necesario definir cuál punto representa cada articulación del cuerpo.

10. Finalmente, se tienen las coordenadas de las articulaciones del cuerpo humano, representadas en el video de trabajo. Esta matriz es la que utilizamos para la generación de la matriz de los centroides y los ángulos relativos.
11. Utilizando tablas antropométricas y las coordenadas de los marcadores se genera una matriz de centroides de los segmentos.
12. Usando las coordenadas de los marcadores calculamos los ángulos relativos entre segmentos.
13. Se selecciona la información de las matrices anteriormente calculadas como información de la pierna derecha e información de la pierna izquierda.

### Centroides

Para el cálculo de los centroides se utilizó una tabla antropométrica sacada del libro “Biomechanics and motor control of the Human movement” de David A. Winter, Tabla 13. Este libro brinda una tabla antropométrica que presenta la

distancia del centroide tomado desde la articulación del segmento. Lo anterior se refiere a que entrega la distancia del centroide del muslo tomado desde la rodilla o desde la cadera.

Utilizando esta información se calcula el centroide de todos los segmentos del cuerpo y se genera una matriz con todos los resultados.

#### Determinación de la constante de proporcionalidad

La constante de proporcionalidad se utiliza debido a que las distancias de los centroides, coordenadas y demás información está dada en pixeles y no en unidades de longitud. Por ello, se realiza el cálculo de la constante de proporcionalidad que relaciona el número de pixeles por unidad de longitud. En este código la unidad de longitud que se trabajó fue el metro. Para el cálculo de la constante de proporcionalidad se debe seguir el siguiente procedimiento:

- Se calcula la distancia teórica utilizando la tabla antropométrica y la altura del sujeto.
- Se calcula la distancia en pixeles medida utilizando el video.
- Se hace la relación entre estos dos datos y se toma el resultado como la constante de proporcionalidad.

#### Determinación del ángulo entre los segmentos del cuerpo

La determinación del ángulo entre los segmentos del cuerpo se calcula simplemente como objeto de análisis del comportamiento de estos en el ciclo de marcha. Para el cálculo del torque no es necesario el ángulo relativo entre los

segmentos, sino un ángulo tomado con referencia a la horizontal (coordenadas generalizadas).

### Generación de la pierna izquierda

Para la generación de la información de la pierna izquierda es necesario entender el concepto de simétrica; es decir, el comportamiento que va a tener la pierna izquierda es idéntico al comportamiento de la pierna derecha en otro instante de la marcha. En la Figura 103 se puede apreciar este concepto.

Figura 103. Generación de datos de la pierna izquierda.



El procedimiento a seguir es determinar el momento en el cual se da el segundo ciclo de doble apoyo. Para ello se define como el inicio del ciclo de marcha de la pierna izquierda. A partir de este instante se recoge la información para la generación de la matriz de coordenadas de esta pierna.

La parte compartida de la pierna derecha es la segunda fase de doble apoyo y la fase de balanceo. Sin embargo, esta información para la pierna izquierda

comprende las dos fases iniciales del ciclo de marcha. (Se debe tener en cuenta que el ciclo de marcha de la pierna izquierda tiene el siguiente orden: doble apoyo, fase de balanceo, doble apoyo y apoyo simple, lo cual es completamente invertido a la pierna derecha).

## CÁLCULO DE LAS COORDENADAS GENERALIZADAS

Las coordenadas generalizadas se calculan para todos los segmentos y para todos los frames a partir de la información contenida en la matriz de coordenadas que se generó en el código Video. El procedimiento básico que se siguió fue el siguiente:

- Se utiliza la matriz ampliada -la del ciclo y medio de marcha- y se calcula el ángulo de todos los segmentos con respecto a la horizontal, tomando positivo en sentido antihorario.
- De la matriz de coordenadas generalizadas calculada, se saca la sección correspondiente a la pierna derecha y a la pierna izquierda, de la misma forma como se realizó en la matriz ampliada de coordenadas de los puntos de interés.
- Se organizan las dos matrices en una matriz completa de variables generalizadas. Esta contiene, en las primeras columnas, la información de la pierna derecha y en las siguientes, la información de la pierna izquierda.

## COORDENADAS DE LOS CENTROIDES

Este código cumple con la función de relacionar la matriz de la pierna izquierda con la de la pierna derecha (coordenadas de los marcadores y centroides), en función de la cadera; determina unas variables generalizadas adicionales, correspondientes al desplazamiento longitudinal del tobillo; calcula las distancias

de los segmentos y las distancias del punto mas distal al centróide de cada segmento; y, finalmente, genera la matriz de coordenadas del centro de masa del cuerpo.

El código relaciona las matrices de la pierna derecha con la pierna izquierda, debido a que la información que se tiene de la izquierda, antes del código, concuerda con la geometría necesaria; aunque presenta un desplazamiento horizontal por efecto del momento en el cual se recolecta la información. (La pierna izquierda se encuentra desfasada medio ciclo de marcha, lo que genera que la cadera de la matriz derecha y la cadera de la matriz izquierda, no se encuentren alineadas, sino desplazadas relativamente.)

Adicionalmente, las longitudes de los segmentos son necesarias para el cálculo de los torques para poder determinar la energía potencial de los segmentos en el planteamiento del Lagrangiano.

El procedimiento que se emplea en este código se expresa a continuación:

- Se determina la distancia relativa de la cadera entre la pierna izquierda y la pierna derecha, para cada instante de tiempo.
- El valor previamente calculado se le resta a todos los datos de la pierna izquierda (horizontalmente) en cada instante de tiempo, generando la relación temporal las dos matrices.
- Se calculan las dos nuevas variables generalizadas que comprenden la distancia horizontal y vertical del tobillo de la pierna derecha y se registran en la matriz de coordenadas generalizadas.

- Se calcula la distancia entre los puntos los marcadores (generando las distancias entre segmentos) y a partir de esta, se calcula la distancia del punto distal al centro de masa del segmento.
- Con la información del sistema, se genera una matriz que contiene el centro de masa de todo el cuerpo.

### ACELERACIÓN DEL CENTRO DE MASA CORPORAL

Al tener las coordenadas del centro de masa del cuerpo es posible el cálculo de la velocidad del centro de masa corporal junto a su aceleración. El procedimiento de cálculo que se utilizó para calcularlos es por medio de diferencias finitas.

### ACELERACIÓN DE LAS ARTICULACIONES PIERNA DERECHA

Para completar la información para el usuario, se generó el código para la determinar la velocidad angular y aceleración angular relativas entre segmentos; es decir, la velocidad y la aceleración del cambio del ángulo relativo entre dos segmentos consecutivos (muslo – pierna por ejemplo). Este código es importante como carácter informativo, pero para el cálculo de los torques no es necesario. El procedimiento que se utilizó fue mediante diferencias finitas centradas.

### VELOCIDADES ANGULARES Y TRASLACIONALES

Un parámetro de suma importancia para el cálculo de los torques de las articulaciones es el cálculo de las velocidades angulares y traslacionales, y aceleraciones angulares y traslacionales del sistema. Estos parámetros son necesarios para el cálculo de la energía cinética de los segmentos y así poder calcular los torque de las articulaciones.

El procedimiento que se utilizó fue mediante diferencias finitas centradas, lo cual es posible gracias a que el video entrega el tiempo entre fotogramas que están espaciados en particiones de tiempo conocidas (30 ó 60 frames/segundo o más según la cámara empleada).

## INERCIA DE LOS SEGMENTOS

Los momentos de inercia de los segmentos son necesarios para calcular la energía cinética rotacional. La ecuación base que se utilizó fue  $I = m * r^2$ , donde  $m$  es la masa del segmento y  $r$  es el radio de giro. El radio de giro para los segmentos del cuerpo, se encuentra definida en función de la longitud del segmento, donde la longitud del segmento depende de la altura total. Por consiguiente el radio de giro depende directamente de la altura de la persona (un dato de entrada) y de una constante de proporcionalidad que depende del segmento a tratar.

## CÁLCULO ENERGÍAS LAGRANGE

En este código se pretende calcular los torques de las articulaciones. Sin embargo, para el cálculo es necesario definir con anticipación algunas variables y consideraciones (distribución de fuerza horizontal y vertical, y torques resistivos).

Para el cálculo del sistema se consideró los efectos energéticos que aporta la pierna izquierda en la pierna derecha. Así mismo, se consideró una distribución lineal de la fuerza en la fase doble apoyo y por último, se dividió el tronco en dos subtroncos, en donde, cada uno se encuentra enlazado con cada pierna para

poder calcular los torques en la cadera de cada una; la definición, caracterización y descripción se realizará a continuación.

#### Solución de la ecuación de Lagrange

Para la solución de los torques de las articulaciones se trabaja mediante las ecuaciones de movimiento de LaGrange, descritas en el capítulo 7. Se escogió este método porque requiere menos cálculos cuando es aplicado a sistemas multisegmentos y genera soluciones más rápidas.

Este método se basa en la sumatoria de energías del sistema, las cuales deben ser iguales a los trabajos externos que las fuerzas externas se realizan sobre este en un sistema conservativo.

Adicionalmente, para la solución de la ecuación de LaGrange se tomaron otras consideraciones para poder simular el comportamiento del cuerpo durante el ciclo de la marcha. Entre las consideraciones tomadas se encuentran las siguientes:

Para el cálculo de la primera y segunda derivada de las *Coordenadas Generalizadas* con respecto al tiempo, se realizó un método de diferencias finitas (explicado en el programa de velocidades angulares y traslacionales).

Para la definición de las *Coordenadas Generalizadas* de la pierna izquierda se tomaron como base las de la pierna derecha (explicado en el código de coordenadas de los centroides).

El método de enlace entre las dos piernas se hizo mediante la suposición de dos torques en la cadera: uno considerado como el necesario para mover la pierna derecha y otro para mover la pierna izquierda.

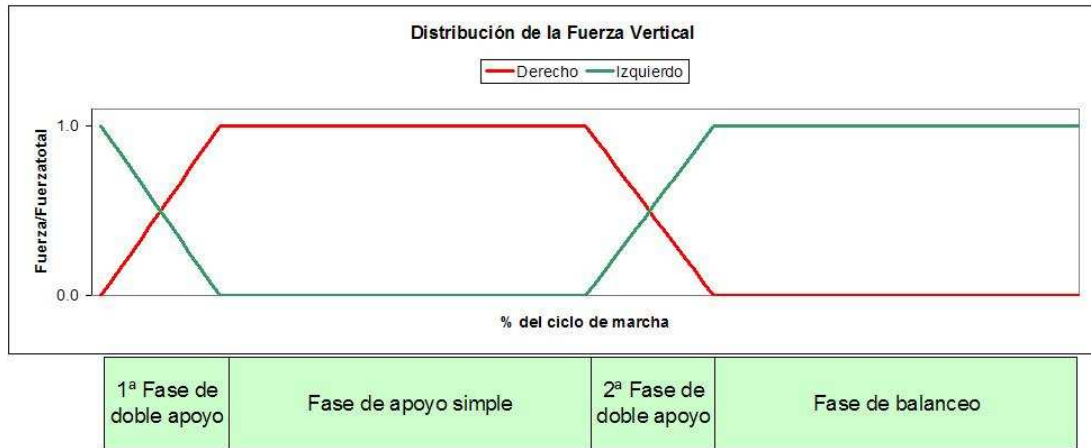
Con todas las consideraciones previamente mencionadas así como las aceleraciones de los segmentos en cada instante de tiempo, se puede calcular el lagrangiano del sistema que se utilizará para calcular las reacciones en el tobillo y torques en el sistema.

#### Distribución de la fuerza vertical y horizontal

Para la distribución de la fuerza vertical se hizo la siguiente consideración: cuando una pierna está apoyada y la otra está en fase de balanceo, la primera debe manejar toda fuerza generada por los segmentos (pesos y aceleraciones).

Sin embargo, hay secciones donde se presenta el apoyo doble. Es decir, ambas piernas soportan parte de la fuerza vertical resultante; la suposición hecha es una distribución lineal de esta, donde al sumarse ambas fuerzas verticales da como resultado la totalidad de la fuerza generada por los pesos y las aceleraciones de los segmentos. En la figura 113 se puede apreciar como se maneja la distribución de la fuerza, y se muestra la distribución lineal en las fases de apoyo doble y, adicionalmente, como la fuerza se entrega por completo en uno o el otro pie durante la fase de apoyo simple.

Figura 104. Distribución de la fuerza vertical durante el ciclo de marcha.



Ahora bien, para la distribución de la fuerza horizontal se empleó el mismo concepto anteriormente explicado; es decir, también existe una distribución lineal de la fuerza horizontal en la fase de doble apoyo y en la fase de balanceo es nula. La razón por la cual se tomó esta consideración es debido a que, la fuerza horizontal se encuentra ligada con la fricción que existe entre el piso y el pie, por lo cual se puede considerar que la fuerza vertical y horizontal son dependientes entre sí, lo que permite asumir ambas distribuciones de la misma forma.

#### Cálculo de los torques y las fuerzas

Cuando se tiene el vector con los valores de las ecuaciones diferenciales, es necesario desarrollar la matriz que representa el trabajo externo del sistema. Esta se desarrolla en la sección 7.2. Sin embargo, es necesario adicionarle dos ecuaciones que no representan trabajos externos; en cambio, representa la distribución de la fuerza vertical y horizontal en función de la fuerza total, explicado anteriormente. Esto con el fin de tener un sistema de 10 x 10 y poder darle solución, como se muestra en la sección 7.4.

Por consiguiente, al tener la matriz de trabajos externos y el vector del lagrangiano se resuelve el sistema, el cual entrega las fuerzas verticales y horizontales en el tobillo junto a los torques en todas las articulaciones.

## DIAGRAMAS DE FLUJO

Figura 105. Diagrama de Flujo del código llamado VIDEO.

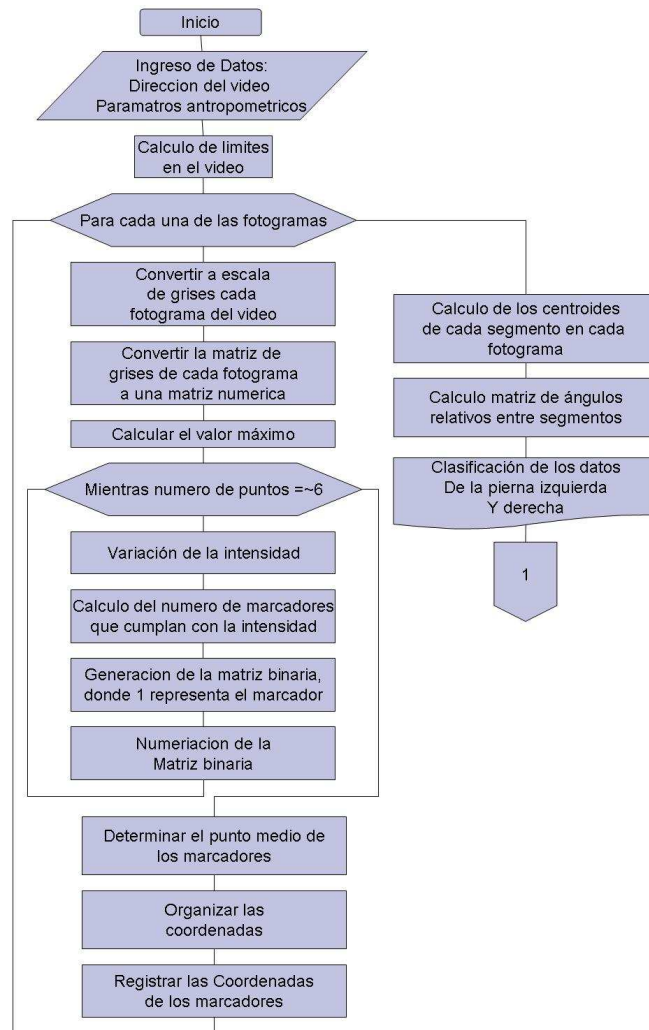


Figura 106. Diagrama de Flujo del código llamado COORDENADAS GENERALIZADAS.

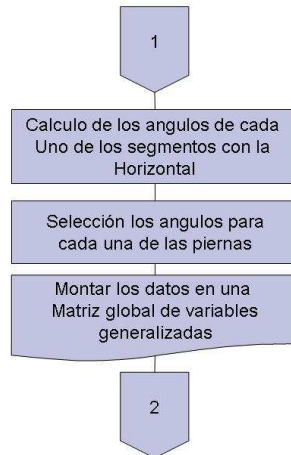


Figura 107. Diagrama de Flujo del código llamado COORDENADAS CENTROIDES.

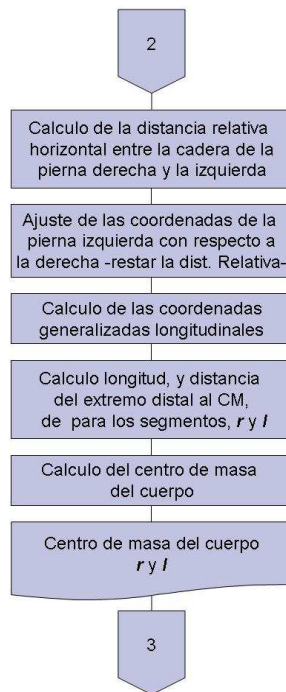


Figura 108. Diagrama de Flujo del código llamado ACELERACIÓN CENTRO DE MASA CORPORAL

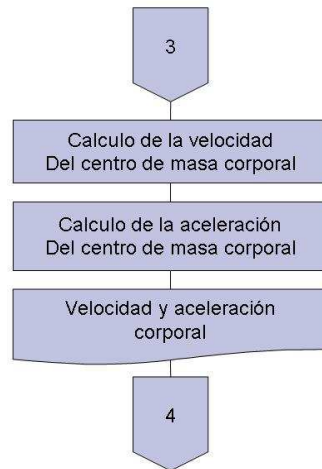


Figura 109. Diagrama de Flujo del código llamado ACELERACIÓN DE LAS ARTICULACIONES PIERNA DERECHA.

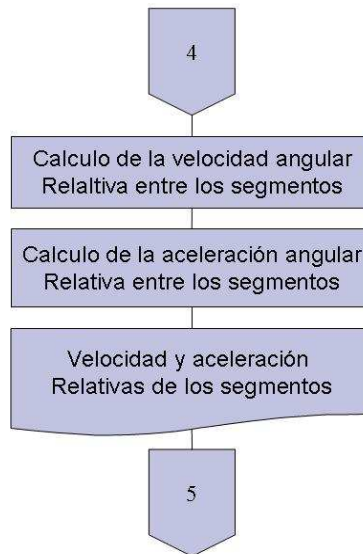


Figura 110. Diagrama de Flujo del código llamado VELOCIDADES ANGULARES Y TRASLACIONALES.

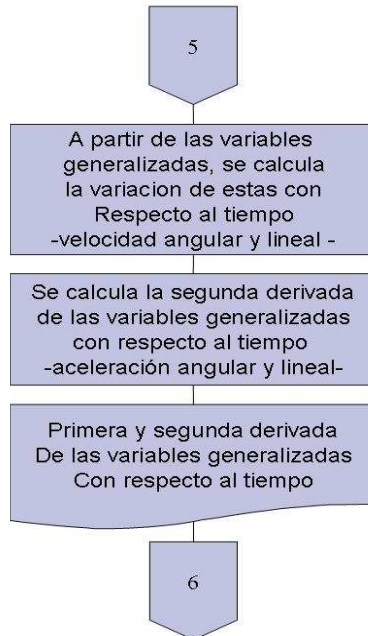
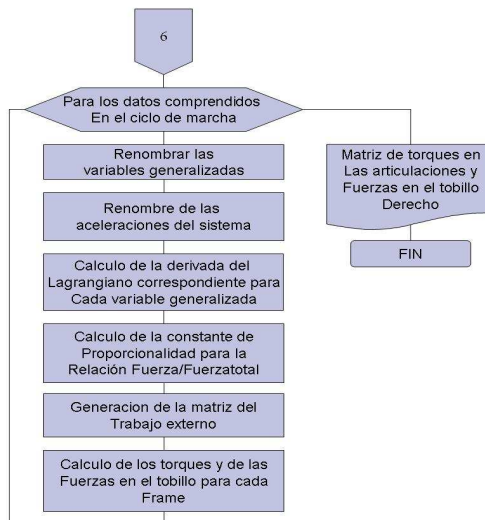
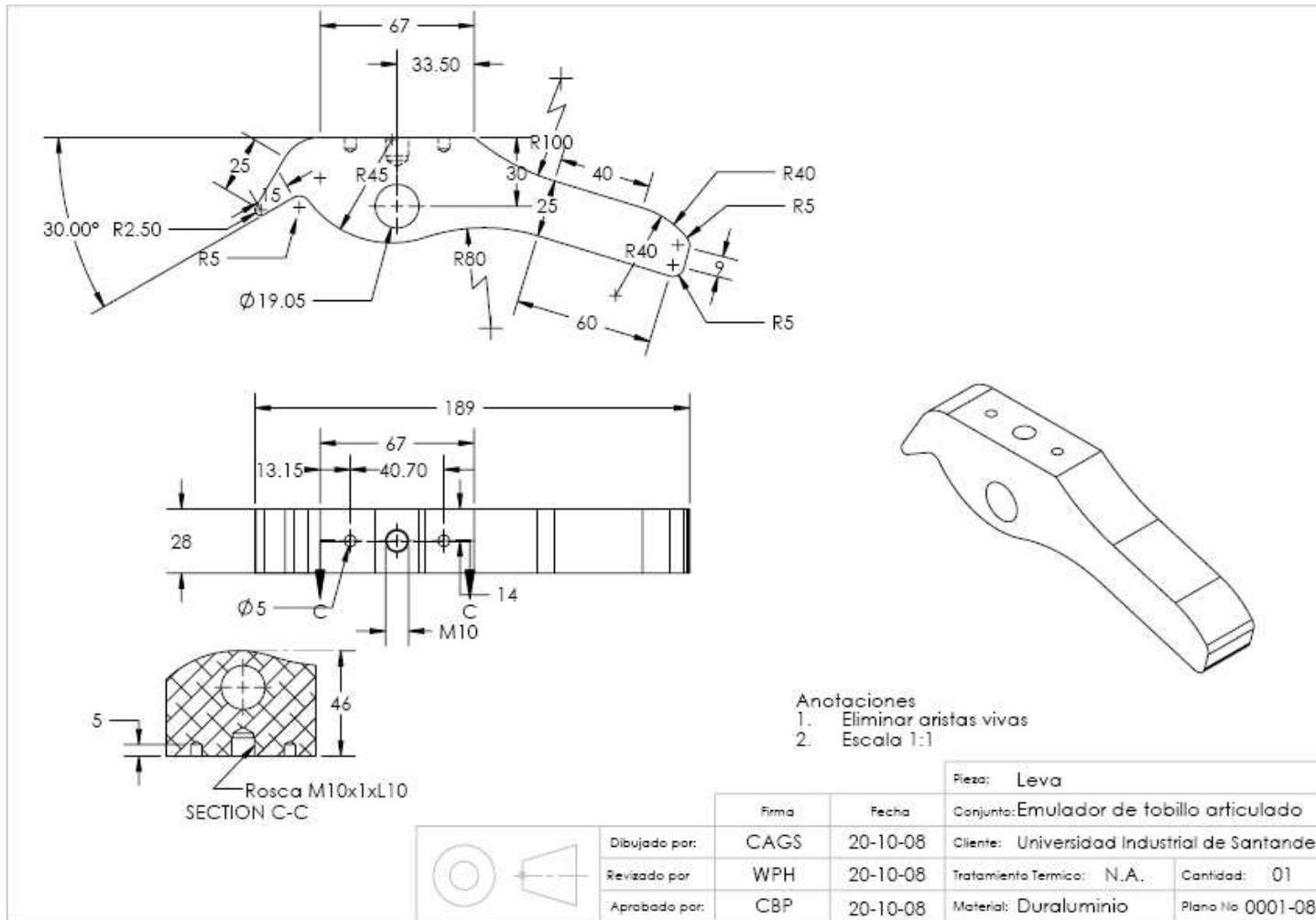
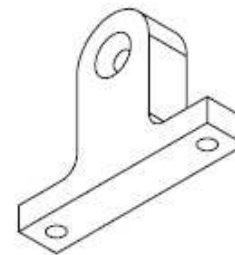
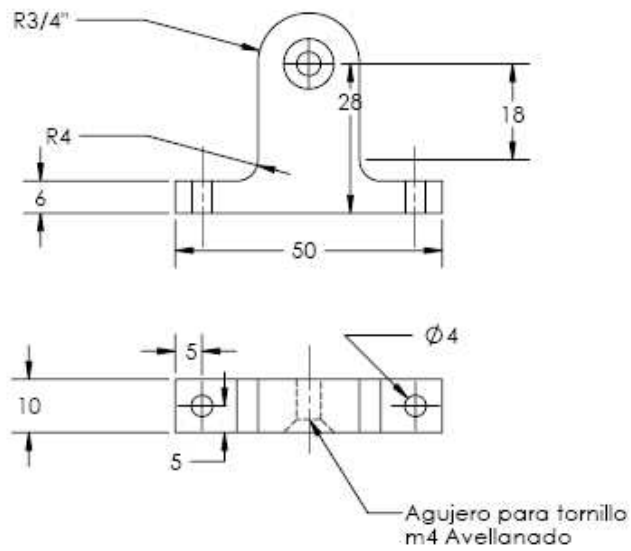


Figura 111. Diagrama de Flujo del código CÁLCULO DE ENERGÍAS LAGRANGE.



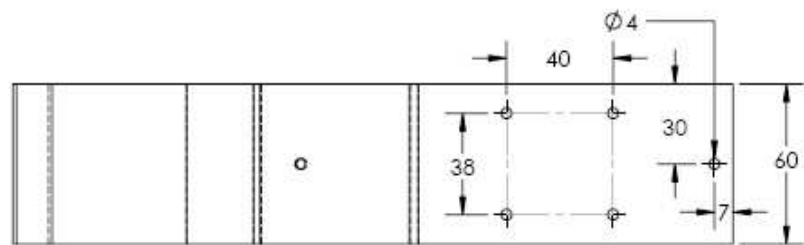
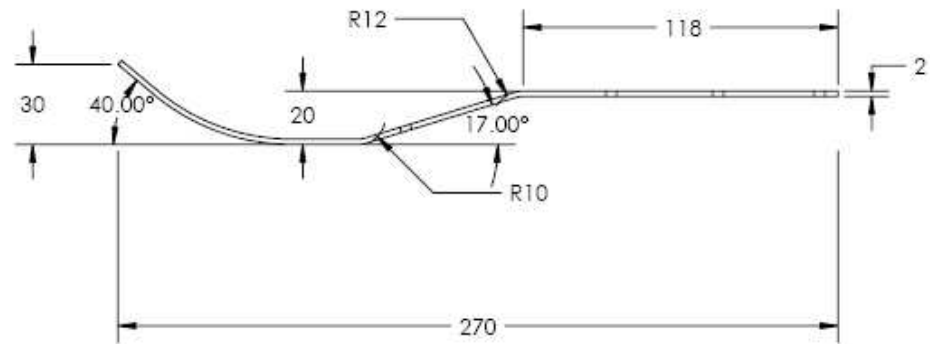
## Anexo XI Planos





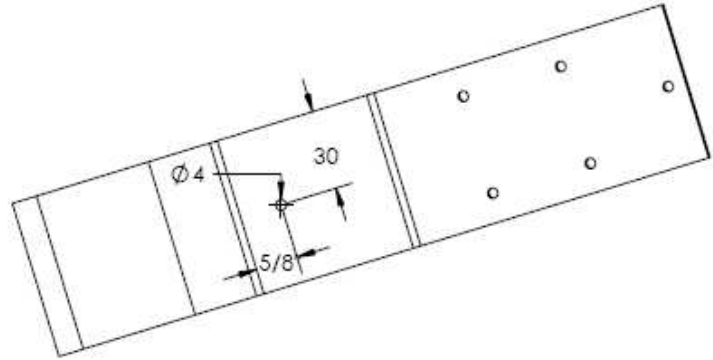
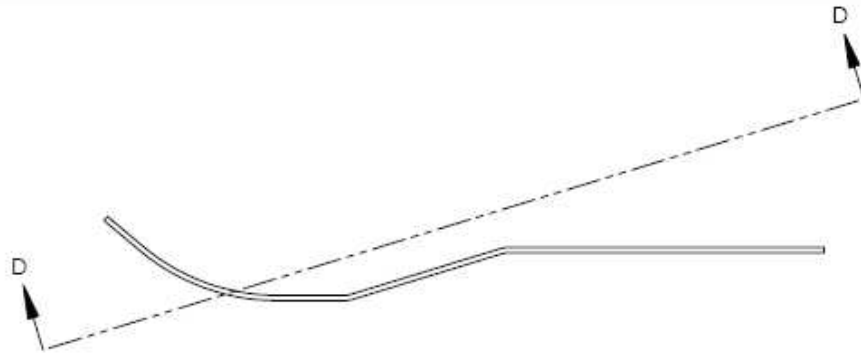
- Anotaciones
1. Eliminar aristas vivas
  2. Escala 1:1

		Pieza: Leva	
		Conjunto: Emulador de tobillo articulado	
		Cliente: Universidad Industrial de Santander	
		Tratamiento Termico: N.A. Cantidad: 02	
		Material: Duraluminio Plano No 0002-08	
	Dibujado por:	CAGS	20-10-08
	Revizado por:	WPH	20-10-08
	Aprobado por:	CBP	20-10-08



- Anotaciones  
 1. Eliminar aristas vivas  
 2. Escala 1:2

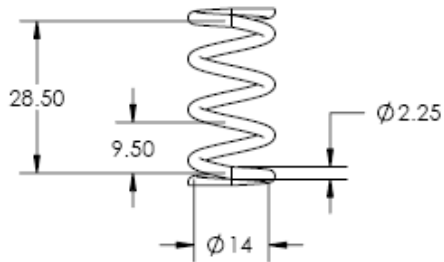
		Pieza: Muelle 1-2	
	Firma	Fecha	Conjunto: Emulador de tobillo articulado
	Dibujado por:	CAGS	20-10-08
	Revisado por:	WPH	20-10-08
	Aprobado por:	CBP	20-10-08
		Cliente: Universidad Industrial de Santander	Tratamiento Termico: Temple
			Cantidad: 01
		Material: Acero 1070	Plano No. 0003-08



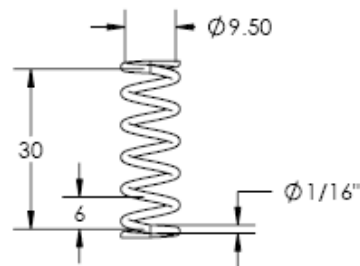
VIEW D-D  
SCALE 1 : 2

- Anotaciones
1. Eliminar aristas vivas
  2. Escala 1:2

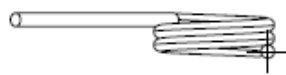
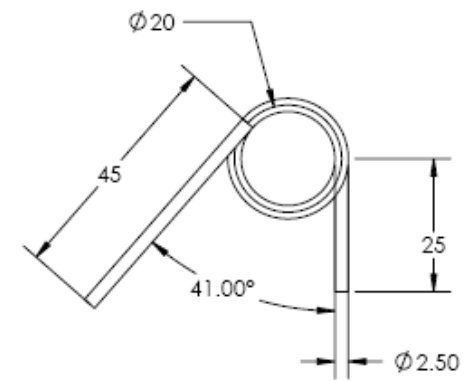
				Pieza: Muelle 2-2		
		Dibujado por:	CAGS	20-10-08	Conjunto: Emulador de tobillo articulado	
		Revisado por:	WPH	20-10-08	Cliente: Universidad Industrial de Santander	Cantidad: 01
		Aprobado por:	CBP	20-10-08	Material: Acero 1070	Plano No 0004-08



Numero de espiras activas: 3  
Cantidad 1



Numero de espiras activas: 5  
Cantidad 1

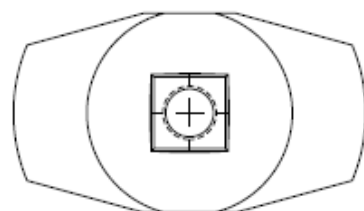
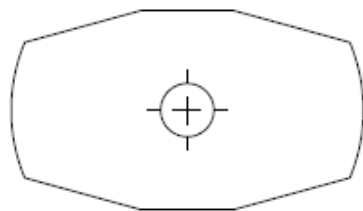


Numero de espiras: 2  
Cantidad 3

- Anotaciones  
 1. Escala 1:1  
 2. Resortes helicoidales rectificadoss a escuadra

		Pieza: Resortes	
		Firma	Fecha
	Dibujado por:	CAGS	20-10-08
	Revizado por:	WPH	20-10-08
	Aprobado por:	CBP	20-10-08
		Conjunto: Emulador de tobillo articulado	
		Cliente: Universidad Industrial de Santander	
		Tratamiento Termico: Temple	Cantidad: N.A.
		Material: Acero 1070	Plano No 0005-08

Soporte piramide invertida, estandar  
Fabricada por Otto Bock  
Cantidad 1



Piramide Invertida, estandar  
Fabricada por Otto Bock  
Cantidad 1



Tornillo M10x1xL30mm  
Cantidad 1



Tornillo m4x30mm  
Cantidad 2



Tornillo M4x50mm  
Cantidad 1



Tornillo m4x45mm  
Cantidad 2



Tornillo M4x13mm avellanado  
Cantidad 2

Anotaciones

1. Todas las piezas en este documento son estandar

Pieza: Piezas Varias estandar

Conjunto: Emulador de tobillo articulado

Cliente: Universidad Industrial de Santander

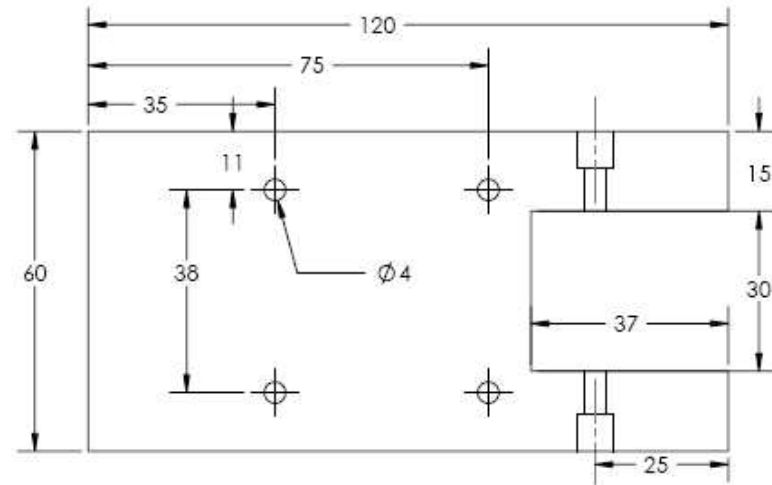
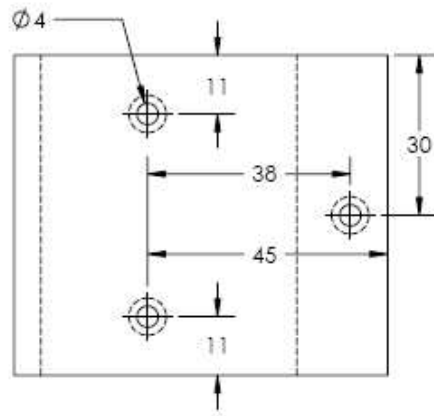
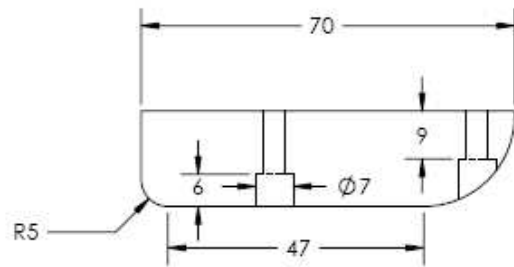
Tratamiento Termico: N.A. Cantidad: N.A.

Material: N.A. Plano No 0006-08

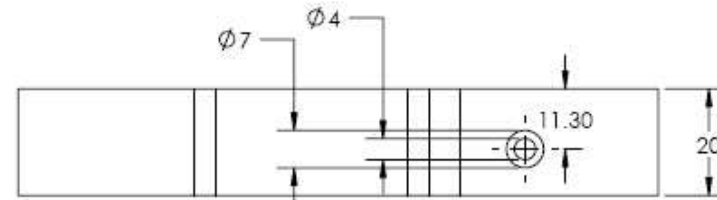


Dibujado por: CAGS  
Revizado por: WPH  
Aprobado por: CBP

Firma	Fecha
CAGS	20-10-08
WPH	20-10-08
CBP	20-10-08



- Anotaciones  
 1. Eliminar cotas vivas  
 2. Escala 1:1



Pieza: Soporte muelle y talón

Conjunto: Emulador de tobillo articulado

Cliente: Universidad Industrial de Santander

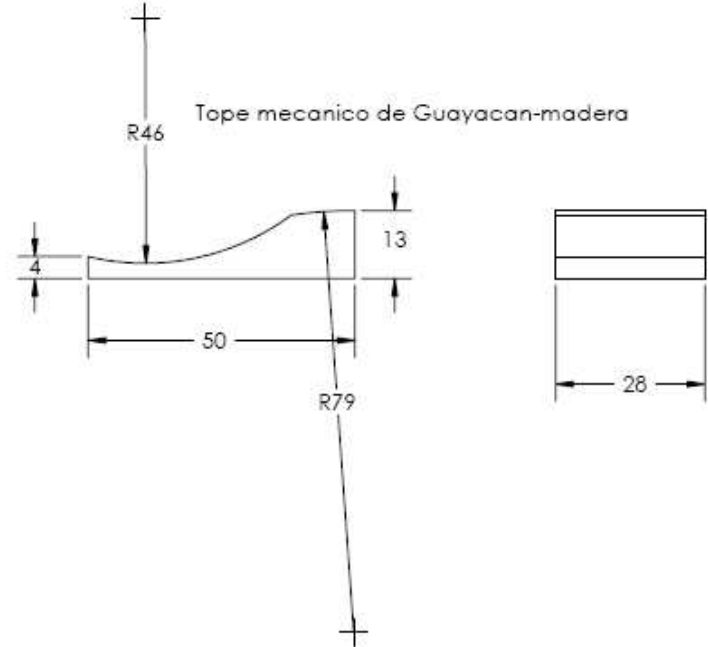
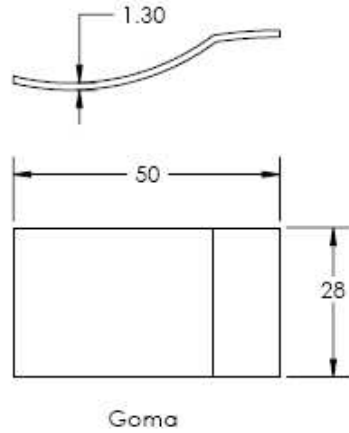
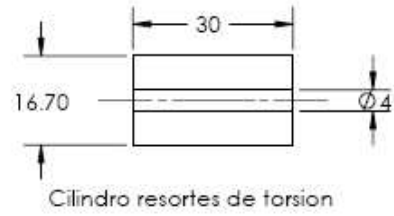
Tratamiento Termico: N.A. Cantidad: 1

Materia: Guayaacan-madera Plano No. 0007-08



Dibujado por: CAGS  
 Revizado por: WPH  
 Aprobado por: CBP

Firma  
 Fecha: 20-10-08  
 Fecha: 20-10-08  
 Fecha: 20-10-08



- Anotaciones
1. Escala 1:1
  2. Geometria de la goma, tomada del tope mecanico

Pieza: Tope mecánico, Goma, Cilindro

Conjunto: Emulador de tobillo articulado

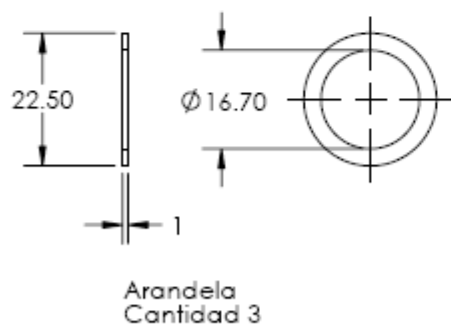
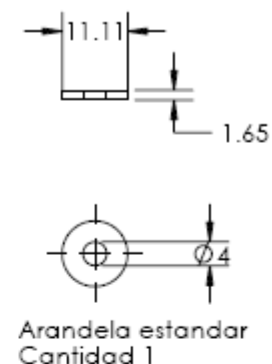
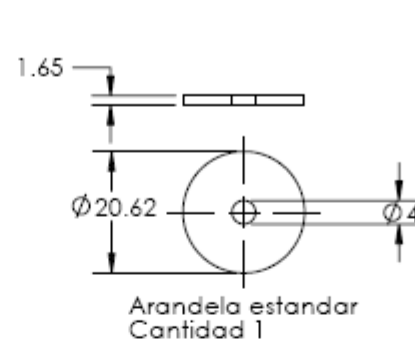
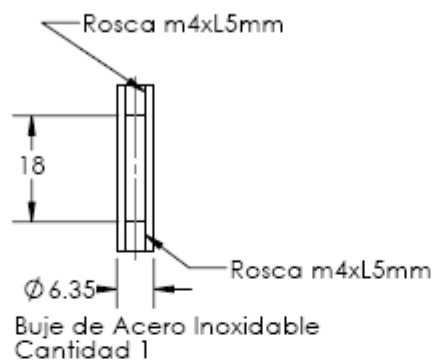
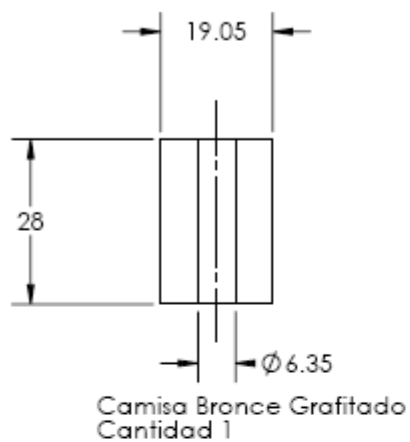
Ciente: Universidad Industrial de Santander

Tratamiento Termico: N.A. Cantidad: 1/tipo

Material: N.A. Plano No 0008-08

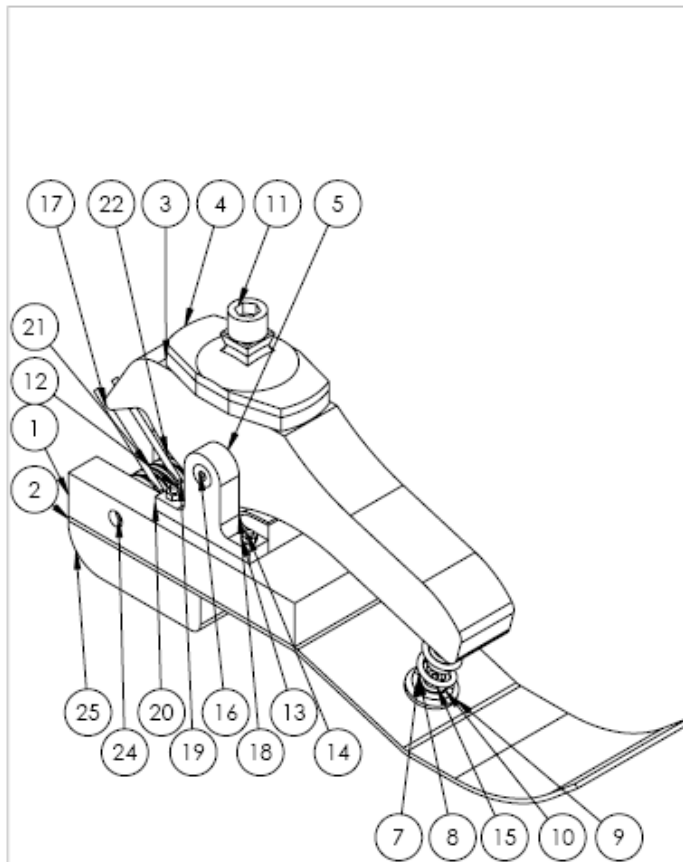


	Firma	Fecha
Dibujado por:	CAGS	20-10-08
Revisado por:	WPH	20-10-08
Aprobado por:	CBP	20-10-08



- Anotaciones
1. Eliminar cotas vivas
  2. Escala 1:1

		Pieza: Bujes y Arandelas	
		Conjunto: Emulador de tobillo articulado	
		Cliente: Universidad Industrial de Santander	
	Dibujado por:	CAGS	20-10-08
	Revizado por:	WPH	20-10-08
	Aprobado por:	CBP	20-10-08
		Tratamiento Termico: N.A.	Cantidad: N.A.
		Material: N.A.	Plano No 0009-08

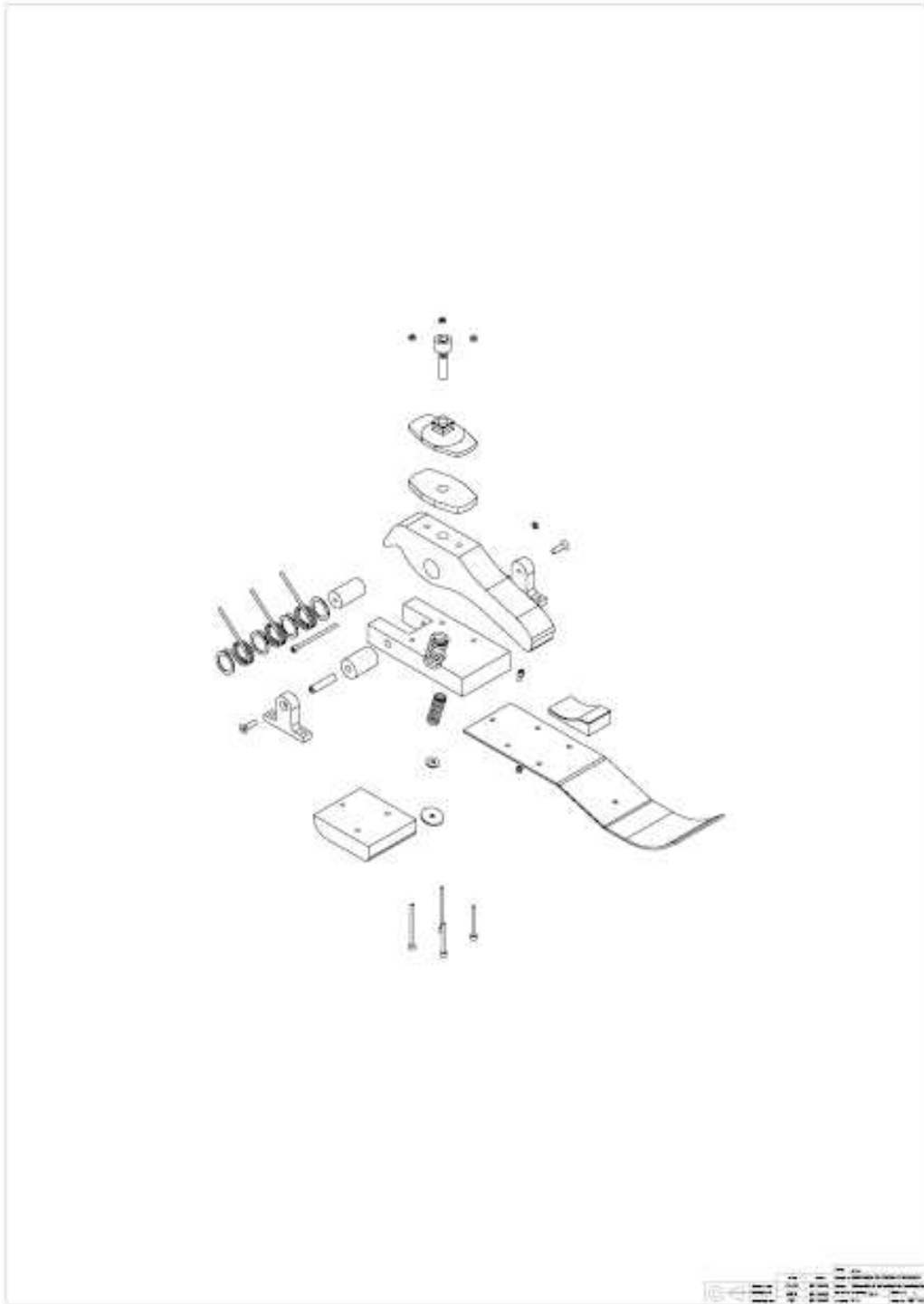


No.	Plano	Nombre	Material	Cantidad	Observaciones
25	0007-08	Tacon	Madera	1	N.A.
24	0006-08	Tornillo L50	Acero SAE-AISI 4140	1	Rosca M4 fina
23	0008-08	cilindro resortes de torsion	Madera	1	N.A.
22	0009-08	Arandela Resorte de torsion	Acero SAE-AISI 4140	4	N.A.
21	0005-08	Resorte de torsion	Acero SAE-AISI 1070	3	Tratam. Term
20	0002-08	Pivote	Aluminio de alta resistencia	2	N.A.
19	0008-08	Goma	Goma	1	N.A.
18	0008-08	Tope Mecanico	Madera	1	N.A.
17	0001-08	Palanca	Aluminio de alta resistencia	1	N.A.
16	0006-08	Tornillo L15	Acero SAE-AISI 4140	2	Rosca M4 fina
15	0006-08	Tornillo L10	Acero SAE-AISI 4140	1	Rosca M4 fina
14	0006-08	Tornillo L30	Acero SAE-AISI 4140	2	Rosca M4 fina
13	0006-08	Tuerca	Acero SAE-AISI 4140	6	N.A.
12	0006-08	Tornillo L50 mm	Acero SAE-AISI 4140	2	Rosca M4 fina
11	0006-08	Tornillo L30	Acero SAE-AISI 4140	1	Rosca M10 fina
10	0009-08	Arandela sujecion resorte interior	Acero SAE-AISI 1010	1	N.A.
9	0009-08	Arandela sujecion resorte exterior	Acero SAE-AISI 1010	1	N.A.
8	0005-08	Resorte $\varnothing$ m 9.5 mm	Acero SAE-AISI 1070	1	Tratam. Term
7	0005-08	Resorte $\varnothing$ m 14mm	Acero SAE-AISI 1070	1	Tratam. Term
6	0009-08	Buje	Acero SAE-AISI 302	1	Rectificado
5	0009-08	Camisa	Bronce Grafitado	1	Rectificado
4	0006-08	Piramide invertida Soporte piramide invertida	Titanio	1	Pieza estandar
3	0006-08	Soporte piramide invertida	Aluminio	1	Pieza estandar
2	0003-08 0004-08	Muelle	Acero SAE 1070	1	Tratam. Term
1	0007-08	Soporte muelle	Madera	1	N.A.

Pieza: N.A.

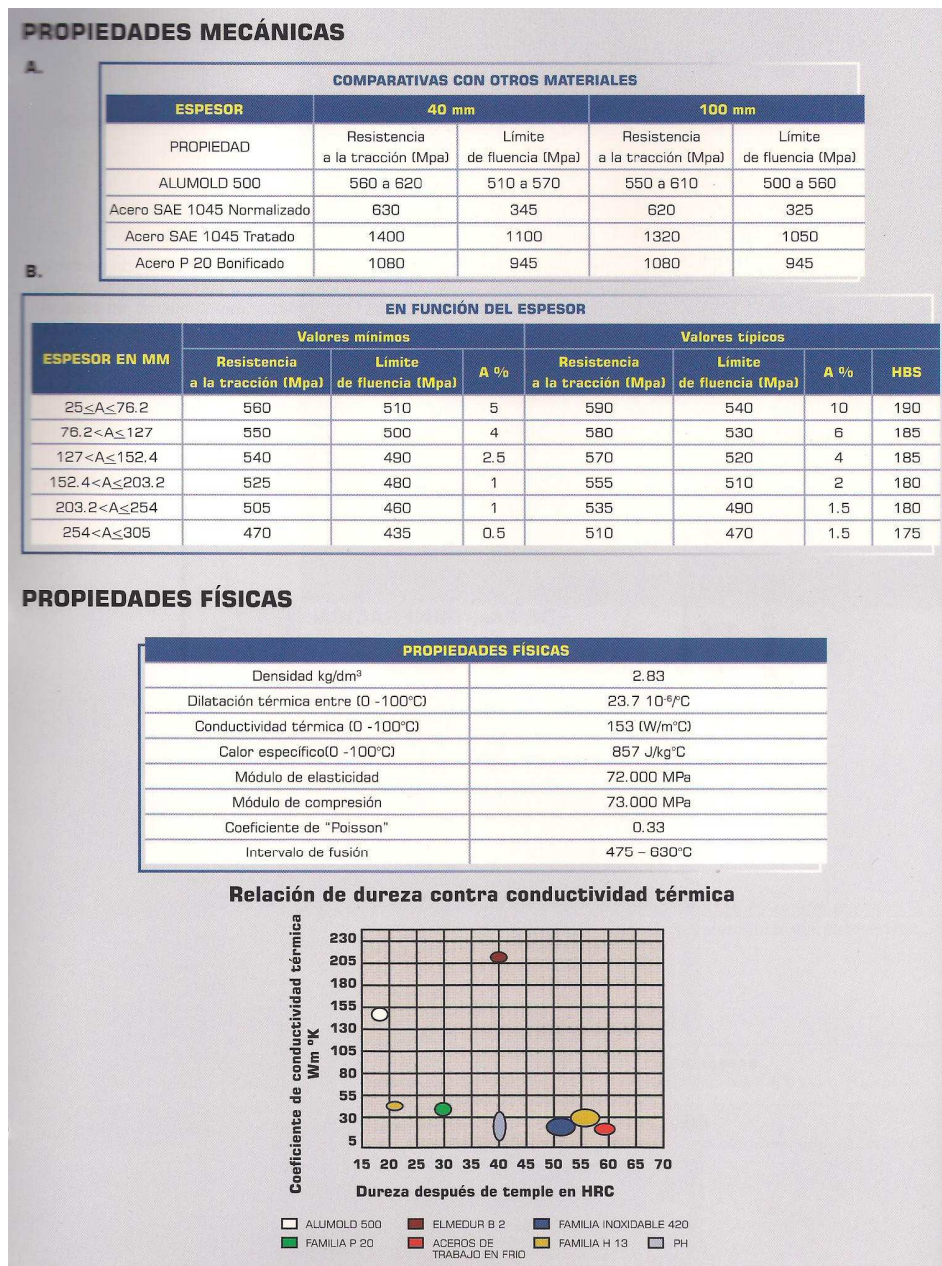


	Firma	Fecha	Conjunto: Emulador de tobillo articulado	
Dibujado por:	CAGS	20-10-08	Cliente: Universidad Industrial de Santander	
Revizado por:	WPH	20-10-08	Tratamiento Termico: N.A.	Cantidad: 1
Aprobado por:	CBP	20-10-08	Material: N.A.	Plano No 0010-08



## Anexo XII Propiedades mecánicas del aluminio

Figura 112. Propiedades mecánicas del Duraluminio Alumold 500 T6-51, tomado de la Compañía General de Aceros S.A.



## Anexo XIII Propiedades mecánicas del alambre para resortes helicoidales

Figura 113. Propiedades mecánicas para los alambres para resortes, tomado del libro de Diseños Mecánico de Fayres.

Para resortes de extensión, usar el valor de la columna (5) El esfuerzo es  $s = Q/D_w x$  si aparece esta forma; a utilizar con ecuación (6.1); cálculo para resistencia a la fatiga. Los valores dados se aplican cuando el resorte dinámico, se deben aumentar los valores de esfuerzo para los aceros en un 25 % preformados, el esfuerzo estático y el esfuerzo comprimido a tierra pueden ser más abajo. Los esfuerzos de cálculo deducidos no deben ser interpretados como (análogos a los golpes de martillo). Cuando se da un esfuerzo máximo, se le usa para  $D_w$  sólo se aplican a las ecuaciones. Para algunos materiales son Notas: (a) Para servicio ligero, usar  $s_{sd} = 0,405s_u$ . Para servicio medio, concuerdan estrechamente con las recomendaciones de Westinghouse, como declaró por ASTM. (c) Concuerdan estrechamente con las recomendaciones Alco; como aconsejable un pequeño coeficiente de seguridad, a menos que concuerde con el para duración indefinida desde 0 hasta el máximo; para  $10^7$  ciclos con alambre  $U$  usar  $N$  mínima = 1,15. (e) Usar ambas expresiones para revenido en aceite; para de cuerda de piano. También, Associated Spring recomienda el intervalo de el triángulo ABO, figura 6,9, para  $D_w < 0,5258$  cm (o bien  $D_w < 0,207$  pulgadas) en los tamaños mayores. (h) De acuerdo con INCO (6.13). (i) Servicio ligero, los datos de Associated Spring (6.2). (k) Probablemente es satisfactorio interpolar para  $D_w = 0,5$  pulg) y el límite de la fórmula. (l) Multiplicar por 0,8 para servicio (n) Aumentar 10 % si está preformado; 25-35 % para alambres granallados de envejecimiento. (p) INCO da 1400 kg/cm<sup>2</sup> (o bien 20 ksi) para  $10^7$  ciclos. (q) este Monel tipo K es algo más fuerte que el Monel,

multiplicado por 0,8 para el esfuerzo ocasional máximo. también se incluye el coeficiente de curvatura excepto para el esfuerzo medio en no está preformado ni granallado, excepto cuando se indica. Para cargas vivas o para resortes granallados por chorro de perdigones. Para resortes de acero un 40-50 % mayor que el indicado en las columnas (3) y (5). Véanse notas (f) y (n) valores exactos. Reducir los esfuerzos de cálculo un 50 % para cargas de impacto para tamaños de alambre menores que los límites especificados. Los límites dados frecuentes diámetros de alambre menores o mayores que los límites indicados. usar  $s_{sd} = 0,324s_u$ . Para servicio severo, usar  $s_{sd} = 0,263s_u$ . Estos resultados Wahl. (b) Ecuaciones para resistencia mínima aproximada a la tracción especificada son más elevadas que los esfuerzos recomendados por algunos autores, puede ser del fabricante del resorte. (d) Datos tomados de Hunter Spring Co. (6.15). Valor de acero (excepto el inoxidable), multiplicar este valor por 1,4, por ejemplo, alambre estirado en frío, multiplicar por 0,9. (f) Por analogía con el alambre cálculo de seguridad para calidad de resorte de válvula, como queda definido por y no granallado; por el triángulo CBO cuando está granallado. (g) Valor conservador usar  $s_s = 0,32s_u$ ; servicio medio,  $0,26s_u$ ; servicio severo,  $0,21s_u$ . (j) Adaptado de mediante línea recta entre  $s_s = 5976$  kg/cm<sup>2</sup> para  $D_w = 1,27$  cm (o bien  $s_s = 85$  ksi medio). (m) Esfuerzos aliviados; disminución del 10 % si está simplemente estirado, diámetro mayor de 0,1574 cm (o bien 0,062 pulg) (6.13). (o) Endurecido por Multiplicar por 1,33 para  $10^7$  ciclos, 0-máx. (r) Los datos de INCO indican que pero se carece de detalles. (s) Calidad resorte de válvula.

MATERIAL	$E \times 10^{-6}$ kg/cm <sup>2</sup>	$G \times 10^{10}$ kg/cm <sup>2</sup>	ESFUERZO DE CÁLCULO $s_{sd}$ kg/cm <sup>2</sup> Carga ligera	TRACCIÓN MÍNIMA $s_u$ , kg/cm <sup>2</sup> (No bobinado)	MÁXIMO ESFUERZO COMPRIMIDO A CIERRA» $s_c$ ( $s_{ps}$ , aproximado)	RESISTENCIA A LA FATIGA $s_{30}$ kg/cm <sup>2</sup> ( $R = 0$ )
Número columna	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)
Revenido en aceite ASTM A229	2,038	0,8085	(a)	$\frac{12250}{D_w^{0,17}}$ (b) [0,081 < $D_w$ < 1,270]	0,65 $s_u$ (c) [ $Q = 7350$ ; $x = 0,19$ ]	$\frac{3625}{D_w^{0,17}}$ (d)(e) [0,104 < $D_w$ < 0,381]
Estirado en frío ASTM A227	2,038	0,8085	Utilizar las constantes de la nota (a) multi- plicadas por 0,85	$\frac{11750}{D_w^{0,17}}$ (b) [0,071 < $D_w$ < 1,587]	0,55 $s_u$ (c) [ $Q = 5875$ ; $x = 0,19$ ]	$\frac{2895}{D_w^{0,17}}$ (d)(e) [0,381 < $D_w$ < 1,587]
Alambre cuerda piano ASTM A228	2,109	0,8437	(a)	$\frac{15420}{D_w^{0,17}}$ (b) [0,010 < $D_w$ < 0,487]	0,55 $s_u$ (c) [ $Q = 7710$ ; $x = 0,154$ ] [0,07 < $D_w$ < 0,488; 13.350 kg/cm <sup>2</sup> máx.]	$\frac{4060}{D_w^{0,17}}$ (d) [0,045 < $D_w$ < 0,457; 6468 kg/cm <sup>2</sup> máx.]
Acero al carbono VSO(9); ASTM A230	2,109	0,8085	(a)	$\frac{14040}{D_w^{0,17}}$ (b) [0,236 < $D_w$ < 0,635]	0,55 $s_u$ (c) [ $Q = 7020$ ; $x = 0,1$ ] [0,236 < $D_w$ < 0,635]	$\frac{3962}{D_w^{0,17}}$ (d)(f) [0,236 < $D_w$ < 0,635]
Acero Cr-V VSO(6); ASTM A232	2,109	0,8085	(a)	$\frac{13790}{D_w^{0,17}}$ (b) [0,081 < $D_w$ < 1,109]	0,65 $s_u$ (c) [ $Q = 8270$ ; $x = 0,166$ ]	Lo mismo que para A230 (g) [0,071 < $D_w$ < 1,27]