



Universidad
Carlos III de Madrid

PROYECTO FIN DE CARRERA
INGENIERÍA TÉCNICA INDUSTRIAL
MECÁNICA

**ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA
MARCHA EN MUJERES
JÓVENES**

Autor: Cristina Sánchez Rey

Tutor: M^a Belén Muñoz Abella

ESCUELA POLITÉCNICA
SUPERIOR



UNIVERSIDAD CARLOS III

ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA
MARCHA EN MUJERES
JÓVENES



Título: **Estudio Biomecánico de la marcha en mujeres jóvenes.**

Autor: Cristina Sánchez Rey

Director: M^a Belén Muñoz Abella

EL TRIBUNAL

Presidente: _____

Vocal: _____

Secretario: _____

Realizado el acto de defensa y lectura del Proyecto Fin de Carrera el día 15 de Diciembre de 2010 en Leganés, en la Escuela Politécnica Superior de la Universidad Carlos III de Madrid, acuerda otorgarle la CALIFICACIÓN de_____.

VOCAL

SECRETARIO

PRESIDENTE

ESCUELA POLITÉCNICA
SUPERIOR



UNIVERSIDAD CARLOS III

ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA
MARCHA EN MUJERES
JÓVENES



Agradecimientos

Parece mentira que haya llegado este momento. Cuando comencé mis estudios universitarios nunca pensé que me iba a alegrar tanto de la culminación de los mismos. Puedo decir que ya no soy la misma que cuando empecé. La Universidad Carlos III y todo lo vivido durante ésta época han creado una nueva “yo”. Por ello, ha llegado el momento de dar las gracias a todos, tanto a buenos como a malos, ya que han participado en este periodo.

Primeramente quiero agradecer a mis padres su increíble apoyo incondicional. Por estar tanto en los buenos como en los malos momentos, dándome ánimos y enseñándome a vivir. Gracias Papá por tus múltiples conocimientos; gracias Mamá por aguantarme durante las duras y largas épocas de exámenes. A mi hermano Sergio, gracias por no perder la paciencia y aportar siempre tranquilidad. A mi hermano Iván, gracias por tus innumerables charlas y tus ganas infinitas de que acabase la carrera. A mi sobrina Celia, gracias por aportar alegría a la familia.



He de reconocer que este Proyecto de Fin de Carrera no hubiese sido posible sin la inestimable ayuda de mi Directora de Proyecto Dña. Belén Muñoz. Me permitió desarrollar un tema diferente. Siempre estuvo dispuesta a aportar ideas y estaba disponible en todas las ocasiones en las que la necesité.

Durante mi andadura por la Carlos III conocí a numerosas personas de las cuales, solo unos pocos, se convirtieron en grandes amigos (y vosotros lo sabéis mejor que nadie). Juntos fuimos capaces de comprendernos y aliviarnos las penas, y también por qué no decirlo, disfrutar de cada momento vivido aunque en muchas ocasiones pareciese casi imposible.

Puedo afirmar que soy una persona afortunada, soy amiga de mis amigos. Aunque la vida a veces nos haya llevado por caminos diferentes siempre habéis estado ahí. Tengo que agradeceros que hayáis comprendido y respetado mi forma de ver la vida. Espero que en los tiempos venideros, consigamos mantener nuestra hermosa amistad.

No puedo dejar de hacer mención a mis chicos de IT de Europrop Internacional. Habéis sido amables, cariñosos y pacientes conmigo. No solo enriquecéis mis conocimientos en el plano laboral, sino que habéis ampliado mi forma de pensar en otros ámbitos. Seguramente os echaré de menos.

Y por último, pero no menos importante sino todo lo contrario, quiero agradecerle a mi hermana Belén el haberme dado la oportunidad de crecer a su lado. Ha sido mi hermana, mi amiga, mi confidente y mi vía de escape en la vida. Quiero que sepas que siempre te llevaré conmigo.

Cristina Sánchez Rey

Diciembre 2010



Índice general

1. Introducción.....	16
1.1 Antecedentes y motivación.....	16
1.2 Objetivos.....	18
1.3 Estructura del documento.....	19
2. Articulaciones que intervienen en la marcha humana.....	21
2.1 Introducción.....	21
2.2 Articulación de la cadera.....	22
2.2.1 Introducción.....	22
2.2.2 Descripción.....	23
2.2.3 Movimientos.....	26
2.3 Articulación de la rodilla	29
2.3.1 Introducción	29
2.3.2 Descripción.....	29
2.3.3 Movimientos	33
2.4 Articulación del tobillo.....	36
2.4.1 Introducción	36
2.4.2 Descripción	36
2.4.3 Movimientos.....	38

3. La marcha humana	41
3.1 Introducción.....	41
3.2 Descripción de la marcha humana.....	42
3.2.1 Fases de la marcha humana.....	42
3.2.1.A Fase de apoyo o estancia.....	42
3.2.1.B Fase de balanceo u oscilación.....	49
3.2.1.C Esquema básico de las posiciones de las articulaciones en las diferentes etapas de la marcha.....	51
4. Métodos de estudio de la marcha humana.....	55
4.1 Introducción.....	55
4.2 Métodos de análisis.....	57
4.2.1 Plataformas dinanométricas.....	57
4.2.2 Fotopodograma.....	61
4.2.3 Baropodometría electrónica.....	61
4.2.4 Goniometría	63
4.2.5 Fotografía estática.....	64
4.2.6 Radiografía.....	64
4.2.7 Electromiografía.....	65
4.2.8 Inclínometría.....	65
4.2.9 Dinamometría segmentaria.....	66
4.2.10 Videografía digital.....	66
5. Estudio.....	68
5.1 Introducción.....	68
5.2 Materiales y métodos.....	69
5.3 Resultados y discusión.....	73
5.3.1 Datos de la cadera.....	82
5.3.2 Datos de la rodilla.....	98
6. Presupuesto.....	117
6.1 Recursos materiales.....	118
6.2 Recursos humanos.....	120
6.3 Costes totales.....	121
7. Conclusiones y trabajos futuros.....	123
7.1 Conclusiones.....	123
7.2 Trabajos futuros.....	124



8. Bibliografía.....	126
8.1 Libros.....	126
8.2 Revistas.....	127
8.3 Páginas o documentos electrónicos en la red.....	128
8.4 Tesis.....	128
9. Anexo I: Características de la cámara fotográfica.....	130
10. Anexo II: Tablas de trayectorias de cadera, rodilla y tobillo.....	133

Índice de ilustraciones

Ilustración 1: Articulación de la cadera.	22
Ilustración 2: Articulación diartrosica.	23
Ilustración 3: Articulación enartrosis.	23
Ilustración 4: Articulación de la cadera en detalle.	24
Ilustración 5: Representación de los ligamentos presentes en la cadera 1.....	25
Ilustración 6: Representación de los ligamentos presentes en la cadera 2.....	25
Ilustración 7: Áreas de transmisión de esfuerzos de la cabeza del fémur.....	26
Ilustración 8: Planos del cuerpo humano.	26
Ilustración 9: Representación del movimiento de extensión y flexión de la cadera, respectivamente.	27
Ilustración 10: Representación del movimiento de abducción y aducción de la cadera, respectivamente.....	27
Ilustración 11: Representación del movimiento de rotación externa e interna, respectivamente.....	28
Ilustración 12: Articulación de la rodilla.	29
Ilustración 14: Ligamentos y meniscos de la rodilla.	30
Ilustración 13: Fisiología de la rodilla.	30
Ilustración 15: Detalle de los componentes de la articulación de la rodilla.	31
Ilustración 16: Colocación de la rótula.	32
Ilustración 17: Articulación tibioperonea proximal.	32
Ilustración 18: Representación de los movimientos de flexión (en rojo) y extensión (en azul) de la rodilla.	33
Ilustración 19: Representación del movimiento de traslación anterior (en rojo) y posterior (en azul) de la rodilla.....	34
Ilustración 20: Representación del movimiento varo (en azul) y valgo (en rojo) de la rodilla.	34
Ilustración 21: Representación de la rotación interna (en azul) y externa (en rojo) de la rodilla.	35
Ilustración 22: Articulación del tobillo.....	36
Ilustración 23: Huesos que intervienen en la articulación del tobillo.	37
Ilustración 24: Articulaciones del pie.....	37
Ilustración 25: Representación de los movimientos de flexión y extensión del tobillo.	39
Ilustración 26: Fases del ciclo de la marcha humana.....	42
Ilustración 27: Fases de apoyo de la cadera.	52
Ilustración 28: Fases de apoyo de la rodilla.....	52
Ilustración 29: Fases de apoyo del tobillo.	53
Ilustración 30: Articulaciones de la cadera y rodilla durante la fase de oscilación.	53
Ilustración 31: Plataforma dinanométrica de galgas extensiométricas.....	58
Ilustración 32: Plataforma dinanométrica piezoeléctrica.....	58
Ilustración 33: Huellas plantares: plana (izquierda), normal (derecha) y pie cavo (derecha).	61
Ilustración 34: Baropodómetro electrónico.	62
Ilustración 35: Datos obtenidos por el baropodómetro electrónico en movimiento.	62
Ilustración 36: Datos obtenidos por el baropodómetro electrónico en estático.	62
Ilustración 37: Goniometría manual.....	63
Ilustración 38: Goniometría electrónica.....	64
Ilustración 39: Aguja utilizada en electromiografía.....	65
Ilustración 40: Esquema de la marcha de los diferentes sujetos, en varias fases de la grabación.....	69

Ilustración 41: Diferentes casos de estudio.....	70
Ilustración 42: Colocación del sujeto en el laboratorio.....	71
Ilustración 43: Colocación de los marcadores.....	71
Ilustración 44: Vista de la ventana de trabajo del programa ATD.....	72
Ilustración 45: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 1 sin carga.....	74
Ilustración 46: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 1 con carga.....	74
Ilustración 47: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 2 sin carga.....	75
Ilustración 48: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 2 con carga.....	75
Ilustración 49: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 3 sin carga.....	76
Ilustración 50: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 3 con carga.....	76
Ilustración 51: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 4 sin carga.....	77
Ilustración 52: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 4 con carga.....	77
Ilustración 53: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 5 sin carga.....	78
Ilustración 54: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 5 con carga.....	78
Ilustración 55: Criterio de clasificación de los ángulos.....	79
Ilustración 56: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar de la persona 1 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).....	84
Ilustración 57: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar de la persona 2 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).....	87
Ilustración 58: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar de la persona 3 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).....	90
Ilustración 59: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar de la persona 4 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).....	93
Ilustración 60: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar de la persona 5 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).....	96
Ilustración 61: Gráfico que permite observar las diferencias existentes en la movilidad de la cadera al caminar varios individuos bajo las mismas condiciones (sin carga).....	97
Ilustración 62: Gráfico que permite observar las diferencias existentes en la movilidad de la cadera al caminar varios individuos bajo las mismas condiciones (con carga).....	97
Ilustración 63: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar la persona 1 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).....	101
Ilustración 64: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar de la persona 2 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).....	104
Ilustración 65: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar de la persona 3 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).....	107



Ilustración 66: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar de la persona 4 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).	110
Ilustración 67: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar de la persona 5 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).	113
Ilustración 68: Gráfico que permite observar las diferencias existentes en la movilidad de la rodilla al caminar varios individuos bajo las mismas condiciones (sin carga).	114
Ilustración 69: Gráfico que permite observar las diferencias existentes en la movilidad de la rodilla al caminar varios individuos bajo las mismas condiciones (con carga).	114

Índice de tablas

Tabla 1: Movimiento de flexión/extensión de la cadera.	27
Tabla 2: Movimiento de abducción/aducción de la cadera.....	27
Tabla 3: Movimiento de rotación interna/externa de la cadera.	28
Tabla 4: Movimiento de flexión/extensión de la rodilla.....	33
Tabla 5: Movimiento de traslación anterior/posterior de la rodilla.....	34
Tabla 6: Movimiento de flexión/extensión del tobillo.	39
Tabla 7: Movimiento de abducción/aducción del tobillo.....	39
Tabla 8: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 1 sin carga.	82
Tabla 9: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 1 con carga.....	83
Tabla 10: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 2 sin carga.	85
Tabla 11: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 2 con carga.....	86
Tabla 12: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 3 sin carga.	88
Tabla 13: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 3 con carga.....	89
Tabla 14: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 4 sin carga.....	91
Tabla 15: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 4 con carga.....	92
Tabla 16: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 5 sin carga.....	94
Tabla 17: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 5 con carga.....	95
Tabla 18: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X) y del grado de movimiento de la articulación de la rodilla (Y) para la persona 1 sin carga.....	99
Tabla 19: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X) y del grado de movimiento de la articulación de la rodilla (Y) para la persona 1 con carga.	100
Tabla 20: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X) y del grado de movimiento de la articulación rodilla (Y) para la persona 2 sin carga.	102
Tabla 21: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X) y del grado de movimiento de la articulación de la rodilla (Y) para la persona 2 con carga.	103
Tabla 22: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la rodilla (Y) para la persona 3 sin carga.....	105
Tabla 23: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la rodilla (Y) para la persona 3 con carga.	106
Tabla 24: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la rodilla (Y) para la persona 4 sin carga.....	108
Tabla 25: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la rodilla (Y) para la persona 4 con carga.	109



Tabla 26: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X) y del grado de movimiento de la articulación de la rodilla (Y) para la persona 5 sin carga.....	111
Tabla 27: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X) y del grado de movimiento de la articulación de la rodilla (Y) para la persona 5 con carga.	112
Tabla 28: Costes imputables al proyecto por los recursos materiales.	118
Tabla 29: Costes imputables al proyecto por los recursos humanos.	120
Tabla 30: Coste total asociado al proyecto.....	121
Tabla 31: Características de la cámara fotográfica.....	131
Tabla 32: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 1 sin carga.	134
Tabla 33: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 1 con carga.	135
Tabla 34: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 2 sin carga.	136
Tabla 35: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 2 con carga.	137
Tabla 36: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 3 sin carga.	138
Tabla 37: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 3 con carga.	139
Tabla 38: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 4 sin carga.	140
Tabla 39: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 4 con carga.	141
Tabla 40: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 5 sin carga.	142
Tabla 41: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 5 con carga.	143



Capítulo 1: Introducción

1.1 Antecedentes y motivación

Entre los factores que diferencian al ser humano del resto de animales el más significativo es la forma de caminar. Es por todos conocida, la gran influencia que resultó en la evolución humana el pasar de ser cuadrúpedo a la bipedestación. Dicha evolución no fue únicamente adaptativa (para evitar la desaparición de la especie), sino logró suponer una ventaja respecto al resto. Como por ejemplo, transmitir menos calor al cuerpo al caminar erguido en épocas de calor. El cuerpo humano se convirtió en una máquina perfecta que conseguía moverse únicamente con los miembros inferiores, mientras los superiores quedaban a libres para otras tareas.

La marcha humana viene predeterminada en el ser humano genéticamente, como puede ser la función de la respiración. Normalmente debido a ser una acción innata, las personas no se plantean cuáles son los mecanismos que lo permiten ni la forma en la que se realiza. Por ello, es necesario realizar estudios que permitan descubrir cómo está diseñado el cuerpo y qué es capaz de hacer.



El desarrollo tecnológico sufrido en las últimas décadas, unido al creciente interés del ser humano por simular la naturaleza de sí mismo (robots humanoides) intensifica la aparición de estudios sobre la marcha humana. Con este fin, son necesarios estudios que aporten una completa observación de los movimientos que se realizan, junto con los elementos que los permiten.

Por descontado, cada vez la medicina se apoya más en nuevas herramientas elaboradas por la ciencia para lograr avanzar en la prevención, diagnóstico y tratamiento de enfermedades o deformidades. Ingenieros y médicos trabajan conjuntamente con un fin común, lograr una sinergia en la que ambos enriquezcan sus conocimientos. Podría parecer una locura, pero realmente el cuerpo humano apenas difiere de una máquina perfectamente diseñada. Gracias a ello los ingenieros consiguen asimilar el cuerpo humano a elementos mecánicos para estudiarlo, y como consecuencia crean nuevos métodos de estudio en el campo de la medicina.

1.2 Objetivos

El presente estudio tiene como principal objetivo estudiar la marcha humana en mujeres jóvenes para dos condiciones de carga diferentes, con el fin de establecer un patrón para este segmento de población. Más concretamente, determinar el rango de movilidad de las articulaciones del miembro inferior, cadera y rodilla en función del porcentaje del ciclo de la marcha. Todo ello para un grupo de mujeres de la misma edad, pero diferente estatura y peso.

La elaboración de patrones permite diferenciar sujetos con problemas o desordenes en la marcha (como por ejemplo posibles patologías) de los individuos que presentan una marcha “normal”.

Otro principal objetivo es la observación de posibles variaciones en la amplitud de los movimientos de las articulaciones al dotar al sujeto con un peso adicional en la zona de la espalda.

El procedimiento que se seguirá en este presente estudio para la consecución de los objetivos expresados en las líneas anteriores son los que se muestran a continuación:

- Objetivo 1: Buscar documentación sobre la marcha humana y posteriormente definir la orientación que se dará al proyecto.
- Objetivo 2: Determinación de un lugar de trabajo, que permita hacer el estudio de los sujetos sin elementos que interfieran en la marcha.
- Objetivo 3: Obtención de grabaciones de los sujetos, para su posterior estudio.
- Objetivo 4: Utilizar una herramienta informática que permita obtener la información requerida de los vídeos realizados.
- Objetivo 5: Trabajar con los datos matemáticamente hasta conseguir aislar los resultados susceptibles a estudiar.
- Objetivo 6: Obtener conclusiones de los resultados obtenidos.

1.3 Estructura del documento

A continuación se muestra un breve resumen de los contenidos de los puntos del proyecto.

1. Introducción

Capítulo que sirve para dar al lector idea del tema que ocupa el presente proyecto. Incluye los objetivos que se pretenden alcanzar al finalizar el estudio, junto con un breve resumen de los pasos que se seguirán para lograrlos.

2. Articulaciones que intervienen en la marcha humana

En este capítulo se dará el conocimiento físico necesario del cuerpo humano, para lograr posteriormente comprender el procedimiento que se lleva a cabo durante la marcha humana. Se centra principalmente en la descripción de las articulaciones más relevantes del miembro inferior, cadera, rodilla y tobillo.

3. La marcha humana

Descripción detallada del proceso de la marcha humana.

4. Métodos de estudio de la marcha humana

Recopilación de los métodos actuales más comunes de estudio de la marcha humana.

5. Estudio

Recoge la descripción del estudio y realización del mismo. En este capítulo se muestran las conclusiones obtenidas, tras la valoración de los resultados.

6. Presupuesto

Capítulo en el cual aparece el presupuesto estimado de la realización del proyecto.

7. Conclusiones y trabajos futuros

Presenta las conclusiones obtenidas al haber elaborado de PFC y posibles ampliaciones futuras del mismo.

8. Bibliografía

Contiene todas las referencias de todos los elementos, ya sean digitales o físicos, empleados para la consecución del proyecto.





Capítulo 2: Articulaciones que intervienen en la marcha humana

2.1 Introducción

Para poder entender el proceso mediante el cual se produce la marcha humana se deben conocer los elementos físicos que intervienen en ella. Éstos son sistemas nerviosos, musculares y óseos. Para este estudio nos centraremos en el conocimiento de las características de las articulaciones inferiores: cadera, rodilla y tobillo.

2.2 Articulación de la cadera

2.2.1 Introducción

La articulación de la cadera o coxo-femoral (ver *Ilustración 1*) es la encargada de unir el fémur con el coxal, es decir, el miembro inferior con el tronco. Proporciona estabilidad al cuerpo tanto en situaciones estáticas como en dinámicas.

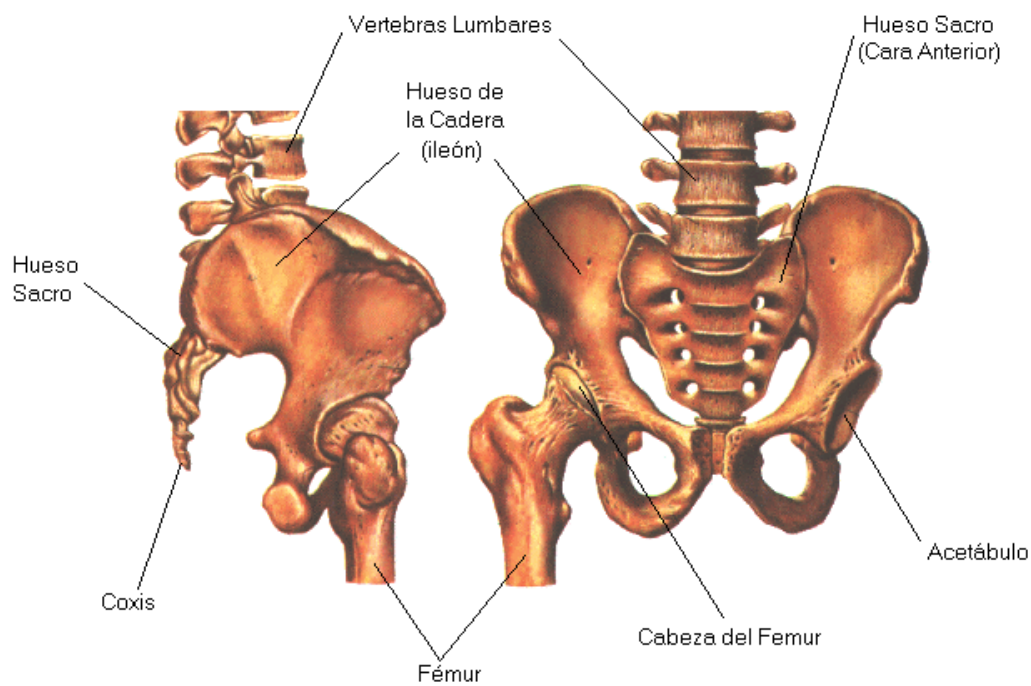


Ilustración 1: Articulación de la cadera.

2.2.2 Descripción

La cadera [11] es una articulación tipo diartrosis (ver *Ilustración 2*), se caracterizan por permitir a los huesos que unen gran diversidad y amplitud de movimientos. Poseen superficies articulares revestidas de cartílago hialino, cápsula articular y ligamentos de refuerzo. Dentro de las articulaciones diartrosicas podemos clasificarla como enartrosis (ver *Ilustración 3*), es decir, las superficies articulares son esféricas o semiesféricas, una cóncava y otra convexa, permitiendo todos los movimientos posibles espacialmente (articulación multiaxial).

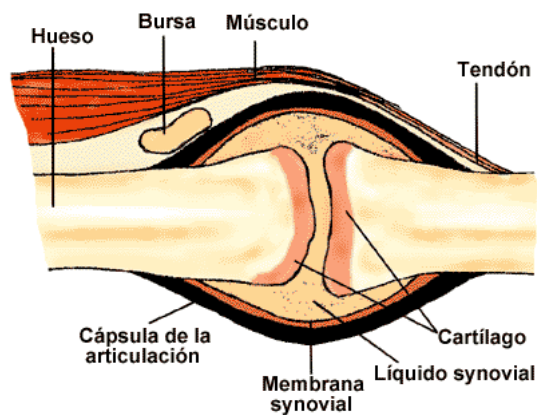


Ilustración 2: Articulación diartrosica.

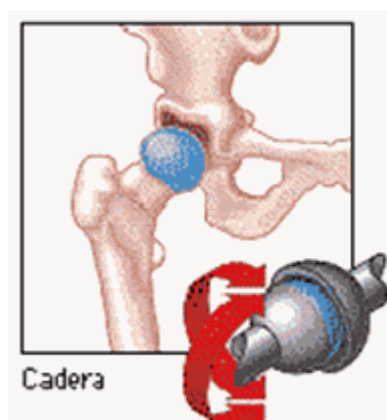


Ilustración 3: Articulación enartrosica.

La articulación coxo-femoral (ver *Ilustración 4*) está formada por el cótilo o cavidad cotiloidea y por la cabeza del fémur, todo ello recubierto por una cápsula, membrana y líquido sinovial.

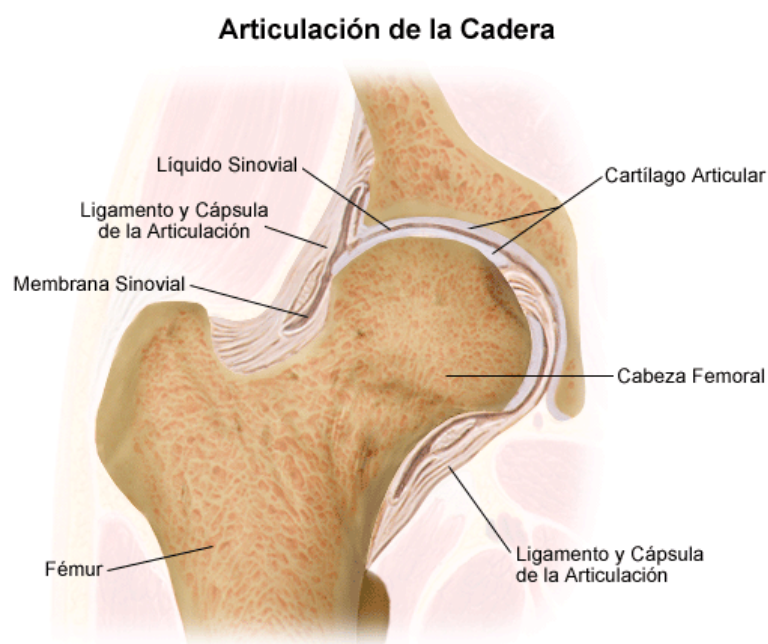


Ilustración 4: Articulación de la cadera en detalle.

El cótilo es una cavidad cóncava con un cartílago cartilaginoso en forma de herradura (ver *Ilustración 5*), la cual está cerrada por el ligamento transverso. La cabeza femoral tiene una configuración de 2/3 de esfera, de forma convexa. La estabilidad de la unión entre la cabeza femoral y el acetábulo se consigue mediante el ligamento redondo. Además dicha estabilidad se ve reforzada con la cápsula articular y los ligamentos que recubren a la articulación (ver *Ilustración 6*), evitando que se produzcan luxaciones.

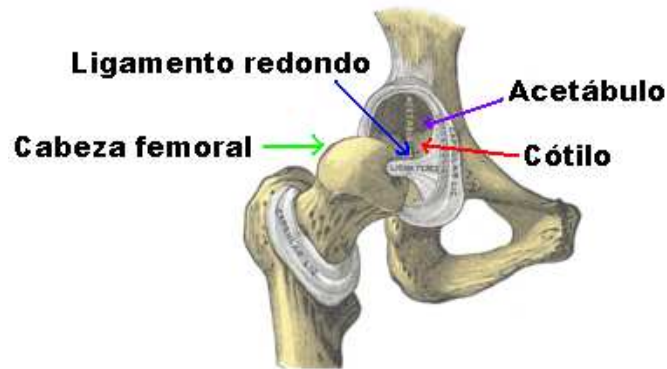


Ilustración 5: Representación de los ligamentos presentes en la cadera 1.

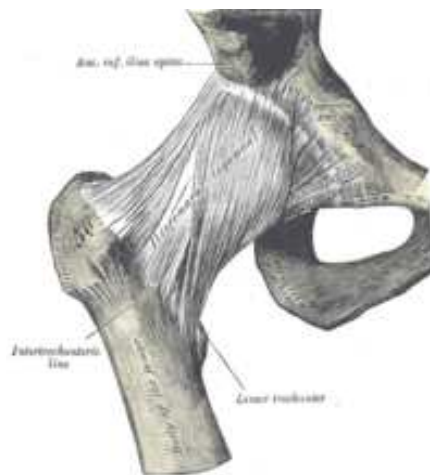


Ilustración 6: Representación de los ligamentos presentes en la cadera 2.

La zona más gruesa de la cabeza del fémur es donde se produce la transmisión de la fuerza resultante, ya sea del tronco a la extremidad inferior o viceversa. Se pueden definir varias áreas de transmisión de esfuerzos diferenciadas (ver *Ilustración 7*). Las haces de compresión son las encargadas de resistir el peso del cuerpo. Mientras que las haces de tracción resisten las fuerzas de los músculos abductores de la cadera.

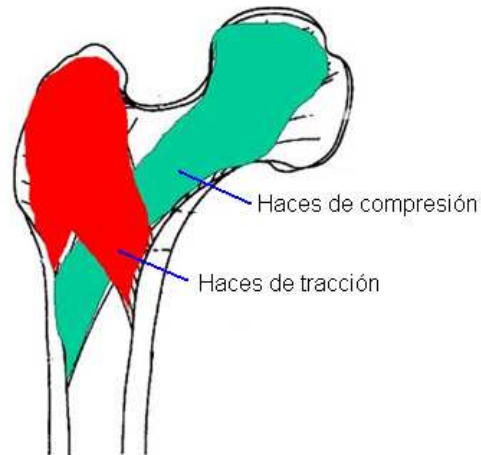


Ilustración 7: Áreas de transmisión de esfuerzos de la cabeza del fémur.

2.2.3 Movimientos

Las funciones de la articulación de la cadera podemos resumirlas en dos: orientar el miembro inferior (la pierna) en todas las direcciones del espacio y presentar la solidez necesaria para asegurar las transmisiones de las fuerzas provocadas por el peso corporal y por las reacciones de las mismas. Como se comenta en apartados anteriores la cadera al ser una enartrosis dota a la articulación de tres ejes de giro, lo que permite la realización de los siguientes movimientos: (Para una mejor comprensión de los mismos se incluye un dibujo que muestra los diferentes planos existentes en el cuerpo humano, ver *Ilustración 8*).

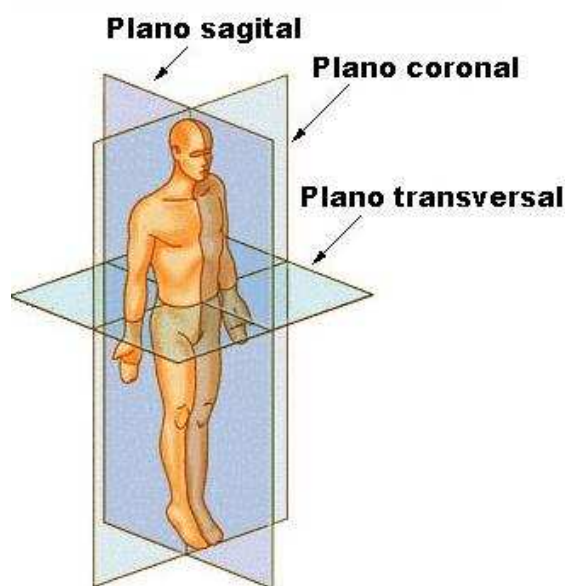


Ilustración 8: Planos del cuerpo humano.

A. Flexión/Extensión

Movimiento que se realiza en el plano sagital (ver *Ilustración 9* y *Tabla 1*).



Ilustración 9: Representación del movimiento de extensión y flexión de la cadera, respectivamente.

FLEXIÓN	EXTENSIÓN
Con flexión de rodilla 120°/125°	Con flexión de rodilla 10°
Con extensión de rodilla 50°	Con extensión de rodilla 20°/30°

Tabla 1: Movimiento de flexión/extensión de la cadera.

B. Abducción/Aducción

Movimiento que consiste en el alejamiento/acercamiento del miembro inferior del plano sagital (ver *Ilustración 10* y *Tabla 2*). Se realiza en el plano coronal.



Ilustración 10: Representación del movimiento de abducción y aducción de la cadera, respectivamente.

ABDUCCIÓN	ADUCCIÓN
45°	30°

Tabla 2: Movimiento de abducción/aducción de la cadera.

C. Rotación externa/interna

Supone un giro en torno al eje sagital (ver *Ilustración 11* y *Tabla 3*), realizado en el plano coronal.



Ilustración 11: Representación del movimiento de rotación externa e interna, respectivamente.

R. EXTERNA	R. INTERNA
45°/60°	45°

Tabla 3: Movimiento de rotación interna/externa de la cadera.

D. Circunducción de la cadera

Es un movimiento que combina los tres anteriores, y consiste básicamente en describir conos con la pierna. De éste no se tienen valores de la amplitud del movimiento.

2.3 Articulación de la rodilla

2.3.1 Introducción

La articulación de la rodilla [12][13] es la articulación intermedia del miembro inferior (ver *Ilustración 12*).



Ilustración 12: Articulación de la rodilla.

2.3.2 Descripción

La articulación de la rodilla es una de las más complejas del cuerpo, se podría decir que es una articulación compuesta ya que rodeadas por la misma cápsula articular coinciden:

- La articulación femorotibial, entre los cóndilos del fémur y la tibia (ver *Ilustración 13*). Debido a que la superficie del fémur y de la tibia no encajan existe una superficie cartilaginosa entre ambas, llamada menisco (*Ilustración 14*), dentro de la cavidad articular. Dicha estructura es de vital importancia ya que no solo ayuda a la adaptación de las dos superficies, sino que supone una barrera que impide que ambos huesos entren en contacto y se produzca un deterioro de ambos, y la transmisión de la fuerza repartida a lo largo de una superficie mayor. Es una articulación diartrosis (*Ilustración 2*).



Ilustración 13: Fisiología de la rodilla.

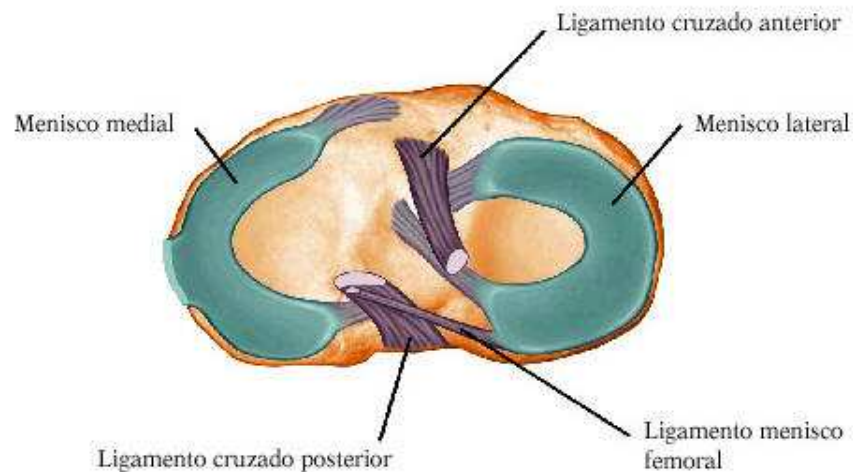


Ilustración 14: Ligamentos y meniscos de la rodilla.

Como puede observarse en la *Ilustración 14* existen unos ligamentos internos (ligamentos cruzados) que se encargan de proporcionar estabilidad a la unión. Junto con los ligamentos cruzados existen otros ligamentos que ayudan a la estabilidad de la articulación de la rodilla en general (ver *Ilustración 15*).

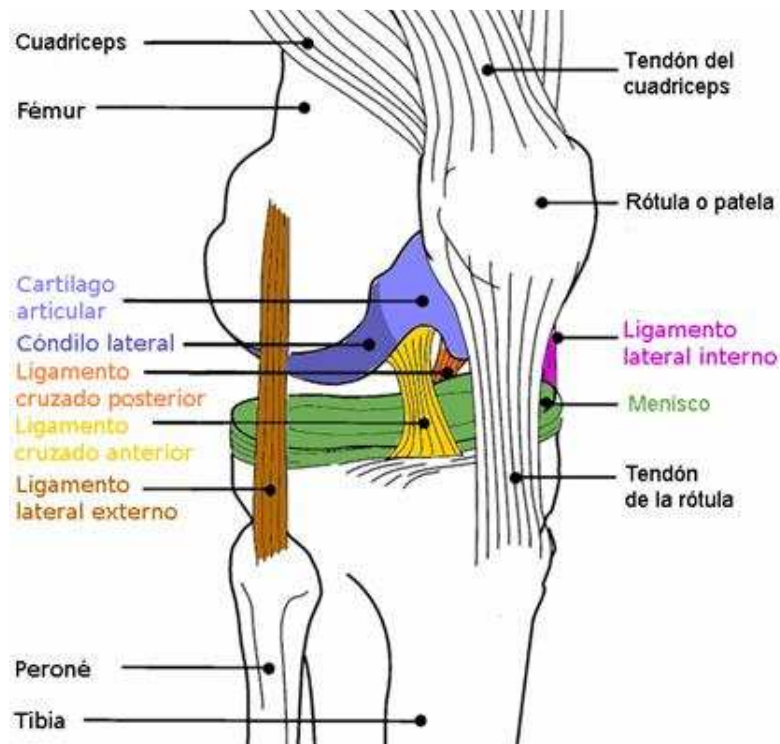


Ilustración 15: Detalle de los componentes de la articulación de la rodilla.

- La articulación femorrotuliana, entre la tróclea del fémur y la cara articular de la rótula (ver *Ilustración 16*). Tiene unos ligamentos que refuerzan y unen la rótula con el fémur, los ligamentos femorrotulianos y con la tibia mediante los tendones rotulianos. La rótula durante la flexión de la rodilla se va introduciendo en el espacio intercondíleo (espacio que se crea en la flexión entre la tibia y el fémur) y en la extensión se sitúa sobre los cóndilos femorales adelantando el mecanismo extensor con respecto al eje de flexión. Es una articulación bisagra o tróclear.

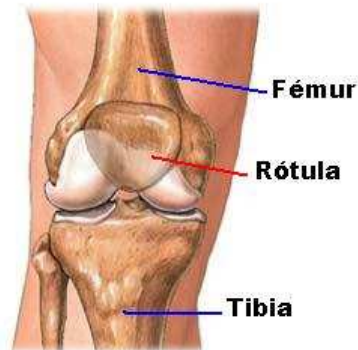


Ilustración 16: Colocación de la rótula.

- La articulación tibioperonea proximal, entre la zona proximal de la tibia y la zona proximal del peroné (ver *Ilustración 17*). Es una articulación diartrosis de tipo deslizante.

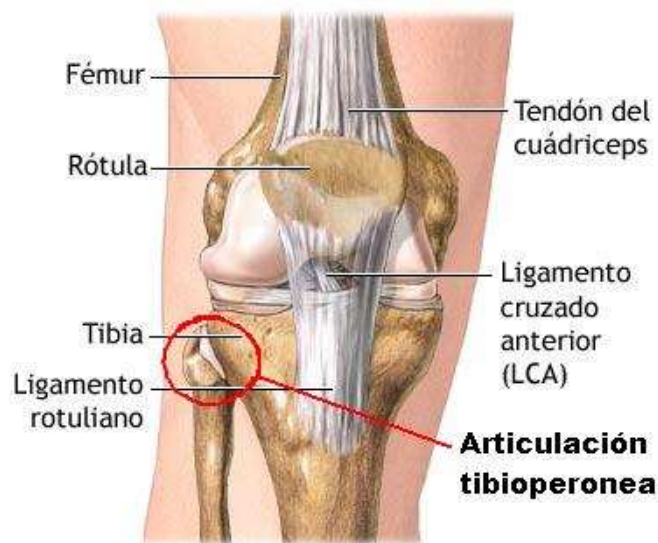


Ilustración 17: Articulación tibioperonea proximal.

2.3.3 Movimientos

Una de las funciones principales de la rodilla es transmitir los esfuerzos de la parte superior de la pierna a la parte inferior y viceversa, pero no se puede olvidar la importante tarea que desempeña a la hora de favorecer el movimiento durante la marcha, permitiendo una mayor oscilación del cuerpo. Básicamente los movimientos que puede realizar son los resumidos a continuación:

A. Flexión/Extensión en el plano sagital

Es un movimiento acompañado de una rotación automática y un deslizamiento del fémur sobre la tibia (ver *Ilustración 18* y *Ilustración 4*).



Ilustración 18: Representación de los movimientos de flexión (en rojo) y extensión (en azul) de la rodilla.

FLEXIÓN	EXTENSIÓN
140°	0°

Tabla 4: Movimiento de flexión/extensión de la rodilla.

B. Traslación anterior/posterior en el plano sagital

Depende de varios factores como el grado de flexibilidad de la rodilla, el grado de rotación interna/externa, el grado de compresión articular y de la fuerza utilizada para producir la traslación (ver *Figura 19* y *Tabla 5*).

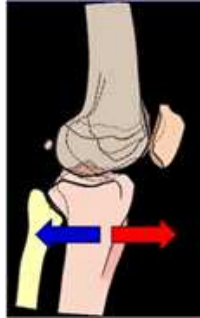


Ilustración 19: Representación del movimiento de traslación anterior (en rojo) y posterior (en azul) de la rodilla.

T. ANTERIOR	T. POSTERIOR
2-10 mm	0-6 mm

Tabla 5: Movimiento de traslación anterior/posterior de la rodilla.

C. Movilidad en el plano frontal (varo/valgo)

Solo se produce cuando la rodilla se encuentra ligeramente flexionada (ver *Ilustración 20*). Depende del grado de flexión de la rodilla y del estado de los ligamentos (ver *Tabla 6*).

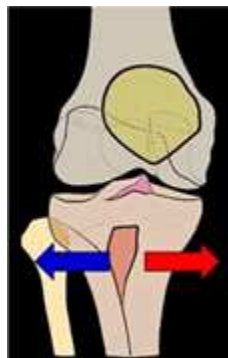


Ilustración 20: Representación del movimiento varo (en azul) y valgo (en rojo) de la rodilla.

D. Movilidad en el plano transversal (rotación interna/externa)

La rotación se puede obtener cuando se flexiona la rodilla (ver *Ilustración 21*), sus valores varían de 10° a 90°.

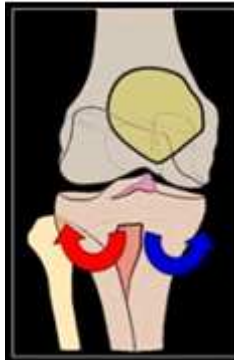


Ilustración 21: Representación de la rotación interna (en azul) y externa (en rojo) de la rodilla.

2.4 Articulación del tobillo

2.4.1 Introducción

El tobillo [2] es la articulación donde se unen la pierna y el pie. Está articulación pone en contacto el extremo distal del peroné, el extremo distal de la tibia y el astrágalo (ver *Ilustración 22*). Pero no se deben olvidar las articulaciones del pie, ya que juegan también un papel importante en el proceso de ejecución de la marcha humana.

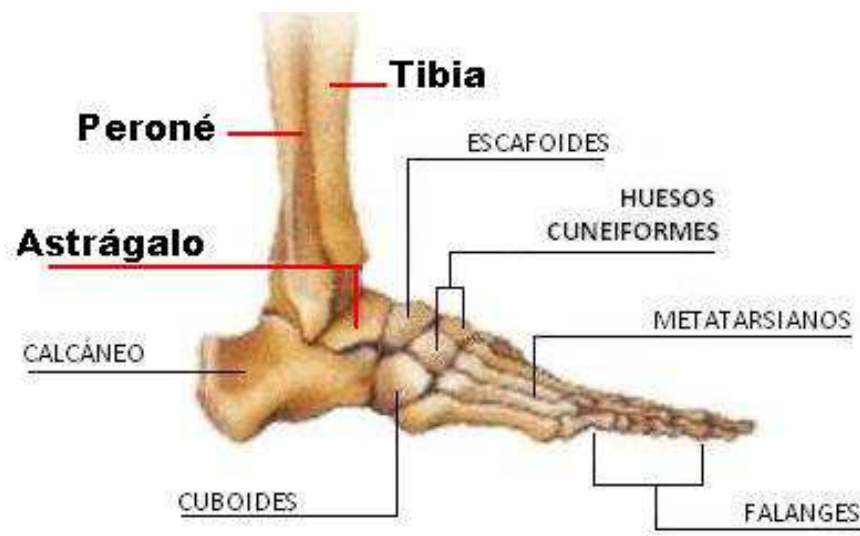


Ilustración 22: Articulación del tobillo.

2.4.2 Descripción

- Articulación del tobillo

Como se comentó en el punto anterior, la articulación del tobillo está formada por tres huesos. Estos elementos óseos son: el peroné y la tibia, que conforman una bóveda en la que encaja la cúpula del astrágalo. A su vez el astrágalo se apoya sobre el calcáneo formando la articulación subastragalina (ver *Ilustración 23*), una articulación de gran importancia ya que es la encargada de la transmisión de las fuerzas del peso corporal y rige los movimientos finos de estabilidad del pie. Puede considerarse el elemento intermedio entre la pierna y el pie.



Ilustración 23: Huesos que intervienen en la articulación del tobillo.

Al igual que ocurría con las anteriores articulaciones, dentro de la cápsula articular, existe una serie de ligamentos que tienen como misión garantizar la solidez de la articulación, además de ayudar al movimiento del conjunto.

La articulación del tobillo se puede clasificar de tipo bisagra. Su principal característica es la orientación oblicua de su eje que permite la rotación del pie o de la pierna únicamente con movimientos del tobillo.

- Articulaciones del pie (ver *Ilustración 24*).

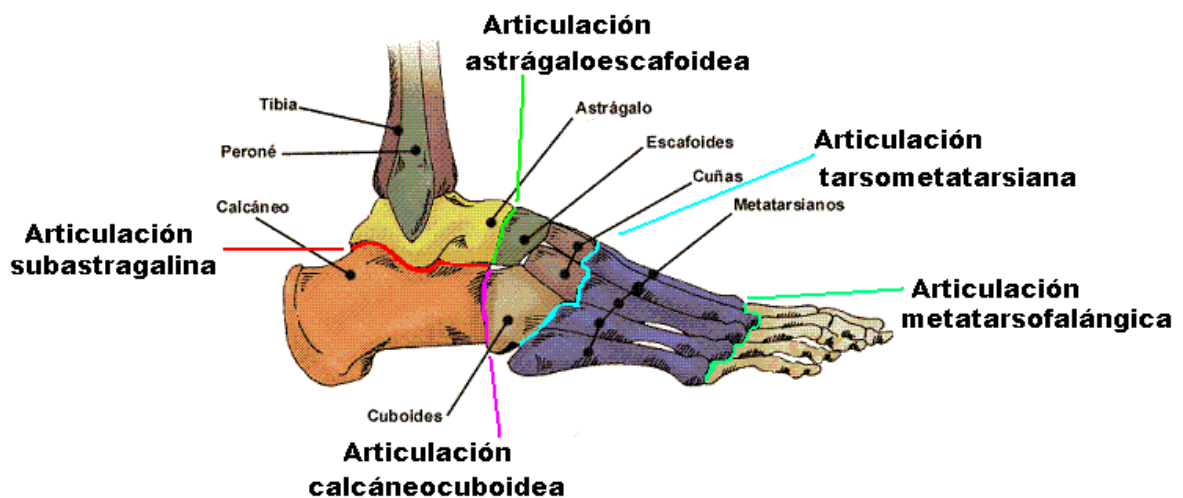


Ilustración 24: Articulaciones del pie.

- Articulación subastragalina: une el astrágalo con el calcáneo (ver *Figura 24*). Es una articulación tipo bisagra cuyo eje se encuentra inclinado. Se encarga de transmitir el movimiento de la pierna con un movimiento de rotación del pie.
- Articulación transversal del tarso: está formada por la articulación calcáneocuboidea (entre el calcáneo y el cuboides) y la astrágaloescafoidea (entre el astrágalo y el escafoides), (ver *Figura 24*). Es una diartrosis.
- Articulación tarsometatarsiana: formada por los huesos tarsianos, a excepción del escafoide, y los metatarsianos (ver *Figura 24*). Esta articulación proporciona al pie un movimiento que le permite al pie adaptarse a las posibles irregularidades del terreno.
- Articulación metatarsofalángicas: une los metatarsianos con las falanges (ver *Figura 24*). A las falanges llegan unos tendones que cumplen una función muy importante durante la marcha humana. Los tendones del dedo gordo actúan pegando la falange distal contra el suelo, a la vez, los tendones flexores de los demás dedos actúan como si intentasen agarrar el suelo.
- Articulaciones interfalángicas

Cabe destacar la importancia de la forma que tiene el pie gracias a la fisiología de sus huesos y la colocación de sus articulaciones, forma que adquiere el nombre de bóveda plantar. Gracias a ella el pie consta de elasticidad en la fase de apoyo, mientras que una vez que se le eliminan los esfuerzos recupera su forma original.

2.4.3 Movimientos

Debido a la gran cantidad de articulaciones que se encuentran englobadas en la articulación del tobillo, es laborioso identificar de manera individual el movimiento de cada una de dichas articulaciones. A continuación se muestran algunos rangos de movimientos de la articulación del tobillo en general.

A. Flexión/ Extensión

Movimiento que realiza en el plano sagital (ver *Ilustración 25* y *Tabla 6*).

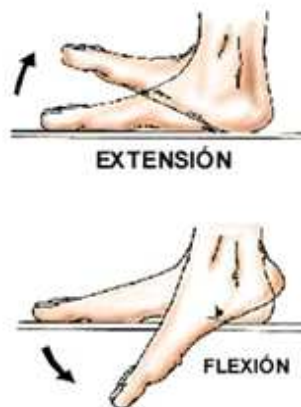


Ilustración 25: Representación de los movimientos de flexión y extensión del tobillo.

FLEXIÓN	EXTENSIÓN
13°	58°

Tabla 6: Movimiento de flexión/extensión del tobillo.

B. Abducción/Aducción

Movimiento realizado en el plano sagital (ver *Tabla 7*).

ABDUCCIÓN	ADUCCIÓN
20°	30°

Tabla 7: Movimiento de abducción/aducción del tobillo.

C. Rotación interna/externa

Movimiento realizado en el plano transversal.





Capítulo 3: La marcha humana

3.1 Introducción

Una de las características básicas que diferencia al ser humano de otras especies es su capacidad de mantenerse erguido, ya sea en reposo como en movimiento. Al movimiento básico mediante el cual las personas se desplazan de un lugar a otro se le denomina marcha humana.

Desde niños, entre los tres y los cinco años, se comienza a perfilar la forma de caminar del individuo. Principalmente dicho perfilamiento busca como objetivos la minimización del gasto energético, mantener en equilibrio y permitir la continuidad del movimiento coordinadamente. El resultado que se obtiene finalmente es un patrón normal de marcha, que puede ser aplicado a cualquier persona sana. Es importante resaltar el hecho de que para poder comparar ya sean datos o conocimientos en este estudio siempre se van a referir a personas sanas, ya que de lo contrario sería imposible la obtención de conclusiones razonables y coherentes.

3.2 Descripción de la marcha humana

Al observar una persona caminando resalta un ciclo de movimiento repetido en cada paso. Dicho ciclo de la marcha se inicia cuando el pie entra en contacto con el suelo (0% del ciclo) y termina cuando el mismo pie vuelve a entrar en contacto con el suelo (100% del ciclo), a la distancia recorrida en el ciclo se la denomina paso completo. El ciclo de la marcha [1][16] se divide en dos componentes, que son:

- Fase de apoyo o estancia: una pierna está en fase de apoyo o estancia cuando está en contacto con el suelo. Esta fase está comprendida desde el inicio del ciclo y el 60%-70% del mismo. Se considera que está formada por cinco periodos elementales.
- Fase de oscilación o balanceo: no hay contacto con el suelo. Esta fase está comprendida entre el 60%-70% del ciclo y el final del mismo. Puede subdividirse en tres periodos.

A continuación se muestra una ilustración (ver *Ilustración 26*) representativa del ciclo de la marcha. Cabe destacar que el doble apoyo se refiere a cuando ambos pies se encuentran en contacto con el suelo.

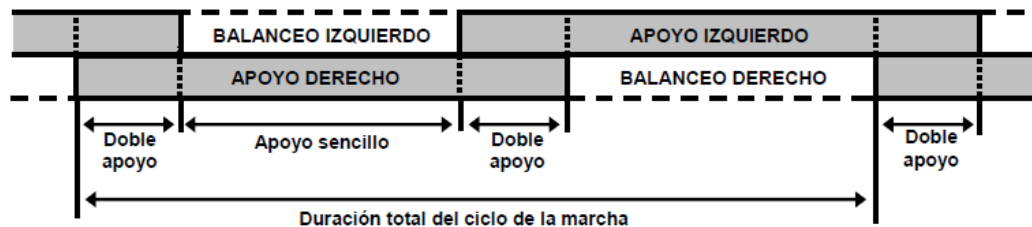


Ilustración 26: Fases del ciclo de la marcha humana.

3.2.1 Fases de la marcha humana

3.2.1.A Fase de apoyo o estancia

- Contacto inicial con el suelo (0% del ciclo)

Al entrar el talón en contacto con el suelo se producen los siguientes cambios:

- la articulación tibioastragaliana queda en una posición neutra o de ligera flexión plantar de aproximadamente 5°.
- el pie entra en rotación externa respecto al eje vertical de unos 10°.
- la rodilla se flexiona ligeramente unos 5°.
- la cadera se flexiona entorno 30°-35°.

El vector de la fuerza normal al contacto del pie con el suelo se aplica dorsal al tobillo, anterior a la cadera y atraviesa la articulación de la rodilla.

El tobillo genera un momento de flexión plantar compensado por la actividad de los músculos pretibiales (tibia anterior, extensor largo de los dedos y extensor largo del hallus).

En la rodilla las fuerzas externas son prácticamente nulas. A pesar de ello los músculos del grupo extensor (recto femoral, vasto lateral, vasto medial, sartorio y crural) y del flexor (semitendinoso, semimembranoso y las dos cabezas del bíceps femoral) se encuentran en funcionamiento para controlar la posición de la cadera y la pelvis, decelerar la pierna y absorber el impacto contra el suelo.

La fuerza de reacción genera un momento flector en la cadera que es compensado por la contracción del glúteo medio y mayor.

- Respuesta a la carga (entre el 0% y el 10% del ciclo, inicio del apoyo unipodal).

A lo largo de esta fase se produce una desaceleración progresiva del centro de gravedad mediante un control riguroso del recorrido articular de la rodilla y el tobillo.

La actuación del vector de la fuerza de reacción es la siguiente: en el plano sagital se desplaza de dorsal a ventral respecto al eje de movimiento del tobillo, es dorsal a la rodilla y atraviesa la cadera; en el plano frontal, lateral al tobillo y medial respecto al eje de movimiento de la rodilla y la cadera; en el plano coronal, lateral al calcáneo y medial respecto al resto del miembro inferior.

La contracción excéntrica de los músculos pretibiales controla el momento de flexión plantar que genera la fuerza de reacción, lo que permite el giro del pie desde el punto de apoyo calcáneo hasta quedar plano sobre el suelo (primer arco de flexión plantar de 10°-15°), al mismo tiempo provoca que la tibia avance “sobre el pie” de tal modo que el vector resultante de las fuerzas externas se traslada hacia delante hasta situarse anteriormente al eje de movimiento del tobillo. La unión del movimiento del tobillo de de la tibia se denomina primera mecedora o mecedora del tobillo. La correcta activación de los músculos pretibiales permite el avance continuado del individuo a la vez que decelera la tibia, y todo el miembro inferior, absorben el impacto del apoyo y permiten la ascensión y avance del centro de gravedad. La actividad de los músculos pretibiales sufre un pico entorno al 4%-5% del ciclo. Si la actividad de los músculos pretibiales no es suficiente, el pie cae libremente y la pierna no puede avanzar.

La contracción excéntrica del recto femoral y, mayormente, de los vastos lateral y medial compensa el momento flexor que las fuerzas externas generan en la rodilla. La actividad de los vastos es mayor que la del recto femoral, dado que si no actuarían en contra de la progresiva extensión de la cadera. La flexión de rodilla alcanza de 15°-20°.

Los músculos extensores de la cadera también alcanzan un pico máximo de actividad durante esta fase. A partir de este momento la curva desciende hasta el mínimo, ya que en la extensión de la articulación durante el apoyo es pasiva (en función de la fuerza de reacción del contacto pie-suelo).

En el plano coronal el vector resultante de las fuerzas externas crea un momento de eversion que se acompaña en el tiempo de un pico en la actividad del peroneo lateral largo. La cabeza del talus pierde soporte medial y rota en el plano transversal, lo que conduce a la rotación interna de la tibia por medio de los ligamentos internos del tobillo (deltoideo y fibotabular).

El comportamiento de los grupos musculares a nivel de cadera y rodilla muestran un patrón semejante. La pelvis bascula hacia arriba en el lado de la carga, mientras la cadera se aduce. La fuerza de reacción está aplicada internamente respecto al centro articular, lo cual genera un momento externo aductor. La actividad muscular de los abductores (glúteo medio) controla las fuerzas externas y la caída de la hemipelvis contralateral (en oscilación). El peso del cuerpo se traslada de un miembro a otro (apoyo unipodal). Los músculos aductores (aductor largo y mayor) presentan durante toda la fase de apoyo actividad decreciente, como controladores de la actividad del glúteo medio y asistentes del avance de la pelvis en el plano transversal. En la rodilla el tejido ligamentoso y el tensor de la fascia lata controlan la tendencia a la posición vara de la rodilla.

En el plano transversal la hemipelvis del lado de la carga está rotada anteriormente respecto al eje vertical unos 4°-5°, la rotación de la pelvis se efectúa girando sobre el eje las cabezas femorales. La cadera se mantiene en posición neutra o

leve rotación interna, que se mantiene a lo largo de todo el apoyo, y es secundaria a la producida en el pie y la tibia. Los músculos semitendinoso, semimembranoso, pelvitrocantéreos y aductores controlan la posición de la cadera y la pelvis, en especial el aductor mayor, que hace avanzar la pelvis en este plano en sinergia con las fibras ventrales del deltoides glúteo.

La relación entre el movimiento del tronco y el ciclo de la marcha es fundamental para el mantenimiento del equilibrio. Cuando el talón contacta con el suelo y durante la fase de respuesta a la carga, el tronco se desvía lateralmente en el plano coronal (flexión lateral de 2°-9°) hacia el lado en carga, y se desplaza dorsalmente en el sagital (flexión dorsal de 2°-10°). La actividad de los músculos intrínsecos de la columna es bilateral, aunque levemente superior en el lado opuesto al apoyo.

- Fase intermedia del apoyo (entre el 10%, inicio del apoyo unipodal, y el 30% del ciclo, momento en el que el talón despega del suelo).

A lo largo de esta fase el centro de gravedad alcanza su punto máximo y su velocidad se hace mínima, lo cual se consigue con la mayor estabilidad posible y un aporte energético ínfimo. A esta fase de deceleración le seguirá una fase de aceleración.

El vector resultante de las fuerzas externas avanza a lo largo de la mitad externa del pie y hacia el antepié: es anterior al tobillo y la rodilla, y posterior a la cadera en el plano sagital; en el plano transversal, se mantiene igual; en el plano coronal el único cambio se produce a nivel del pie, donde se hace medial respecto al eje longitudinal del mismo.

El tríceps sural modula la dorsiflexión pasiva de la articulación tibioastragalina secundaria al vector externo: primer arco de flexión dorsal. La contracción excéntrica de este grupo muscular, que mantiene como punto fijo el calcáneo, permite a la tibia avanzar activamente mientras el tobillo se dorsiflexiona de un modo pasivo: segunda mecedora. Aunque las dos cabezas del gemelo presentan una actividad semejante al sóleo, a consecuencia de sus puntos de inserción actúan más a nivel de la rodilla que del tobillo, mientras que el sóleo modula y estabiliza no solo a la articulación tibioastragalina, sino también a la rodilla y la cadera, donde mantiene el vector resultante de la fuerza de reacción generando un momento extensor (lo cual decelera la masa global). A nivel de ambas articulaciones existe un control ligamentoso casi exclusivo: iliofemoral en la cadera y ligamentos cruzados y cápsula articular en la rodilla. Así, la actividad del glúteo mayor, isquiotibiales y cuádriceps desciende progresivamente, mientras que la del tríceps (sóleo y gemelos) aumenta.

En el plano coronal la pelvis alcanza la altura máxima, a la par que el centro de gravedad, sobre el lado en apoyo, y el momento aductor es máximo. Por ello, la actividad de los músculos abductores refleja una actividad importante durante toda la fase y luego decae progresivamente. De modo semejante al descrito anteriormente, el tensor de la fascia lata controla el movimiento de rodilla-cadera. El tibial posterior y los peroneos mantienen la posición y estabilidad del pie y evitan la pronosupinación excesiva y el derrumbe de los arcos plantares.

En el plano transversal la pelvis adquiere una posición neutral cuando la pierna contraria pasa junto a la pierna en apoyo.

- Fase final del apoyo (entre el 30%, momento del apoyo del talón en el suelo, y el 50% del ciclo, toma de contacto de la pierna contraria o doble apoyo).

Comienza el periodo de aceleración que se hace efectivo a través de dos mecanismos: la contracción concéntrica del tríceps sural y el descenso a favor de la gravedad, y hacia delante, del centro de gravedad.

La fuerza de reacción se aplica de modo semejante a la fase anterior, hay un momento de flexión plantar en el tobillo y sendos momentos extensores en la rodilla y la cadera, se sitúa medial respecto a tobillo, rodilla y cadera.

Para favorecer la función del tríceps sural y que se genere la mayor cantidad de energía con el menor trabajo debe ocurrir: primero, el músculo ha de alargarse hasta su longitud óptima; segundo, el brazo de palanca se hace máximo (el vector de reacción se aplica sobre los metatarsianos). El músculo genera una cantidad de energía estimada entre el 80%-85% del total creado durante el ciclo de la marcha. Estas cifras varían del lado no dominante al dominante a favor de éste último, es decir, se genera más energía en el lado dominante.

La contracción del tríceps sural eleva el talón del suelo mientras la tibia continúa avanzando, esto se denomina tercera mecedora. Este movimiento se comprende fácilmente si tenemos en cuenta que al aplicar la fuerza de reacción sobre la cabeza de los metatarsianos los convierte en el punto de apoyo de la palanca del movimiento. Existe actividad en el tibial posterior, los peroneos y los flexores largos de los dedos, dado que ayudan como sinergistas al tríceps sural. Al final de la fase el ángulo de dorsiflexión en la articulación metatarsofalángica es de unos 20° y el centro de gravedad queda por delante del apoyo del pie.

En la rodilla la flexión es de 5°, y en la cadera los valores de extensión son máximos (10°-15°). El control del tejido no contráctil (ligamentos y cápsula articular) más la contracción excéntrica del iliopsoas limita y frena la extensión de ambas articulaciones.

En el plano coronal la pelvis comienza a bascular hacia la pierna contraria al aproximarse el final del apoyo unipodal. Durante esta fase atraviesa la posición neutra. A la vez, en la articulación de la cadera el giro de la pelvis provoca un cambio de anulación, lo que provoca una paulatina abducción que aumentará hasta el prebalanceo.

En el plano transversal la pelvis continúa avanzando junto a la pierna contraria. Debido a que la rodilla está bloqueada en extensión, el fémur y la tibia giran a la par. Todo el movimiento en este plano recae en la cadera y en el pie. En la cadera se puede observar una progresiva rotación externa que acabará por situar al fémur, y toda la pierna, en situación neutral respecto a la hemipelvis homolateral. En el pie aparece un momento de inversión que es contrarrestado por los músculos eversores y la fascia plantar, que fijan el antepié para que haga de punto de apoyo de la palanca, el centro de presión se desplaza medial a la cabeza de los metatarsianos.

- Fase de prebalanceo o preoscilación (entre el 50%, toma de contacto de la pierna contraria o doble apoyo, y el 60%-70% del ciclo, despegue del pie del suelo).

Esta fase marca el paso del apoyo a la oscilación: el peso del cuerpo se traslada al lado contrario y el pie pierde el contacto con el suelo. La fuerza de reacción pierde importancia tras el apoyo, las fuerzas externas fundamentales durante el balanceo serán las de inercia y de gravedad.

El vector de la fuerza de reacción sigue aplicado por delante del eje de movimiento del tobillo y dorsalmente al de la cadera, respecto de la rodilla, se hace posterior y genera un momento flexor. En los demás planos no hay variaciones significativas.

La actividad del iliopsoas alcanza un pico máximo, durante el prebalanceo genera la energía requerida para acelerar la pierna y realizar el movimiento pendular característico del balanceo. A la vez que el peso se traslada de pierna se produce una flexión de cadera que en el instante de despegue del pie de de 0° - 5° .

El recto femoral controla el rango de recorrido articular de la rodilla, consecuencia del momento flexor de las fuerzas externas, al tiempo que añade un trabajo adicional al que realiza el elipses en la flexión de cadera. De este modo el recto femoral actúa casi en isométrico, como una banda que transmitiera la energía de la pierna hacia la pelvis. La rodilla alcanza los 45° de flexión.

En condiciones normales, la actividad del recto femoral presenta una doble curva, alcanzando dos picos máximos: uno durante la primera parte del apoyo y otro en la transición del apoyo a la oscilación. A consecuencia de algunas patologías esta doble curva desaparece y el máximo se alcanza durante la primera parte del apoyo. La misma doble curva se registra para los vastos lateral y medial. La acción del recto femoral es más importante durante la marcha rápida y la carrera, ya que al aumentar la cantidad de energía generada por el iliopsoas y el tríceps sural el recorrido articular de las tres articulaciones es mayor, la curva de su actividad recogida tras una perturbación externa que provoca un desequilibrio es semejante a la anterior. Durante una marcha de menor cadencia y/o velocidad de lo habitual ocurre lo contrario, no se genera la energía necesaria y no se acelera suficientemente la pierna, por lo cual aumenta la actividad de los flexores de la rodilla.

Los músculos dorsiflexores casi no presentan actividad. Sus antagonistas, en especial el tibial anterior, realizan las tareas de control a nivel del tobillo. Junto con el extensor largo de los dedos y el hallus realizan el segundo arco de flexión plantar (20°-25° al despegar el pie del suelo).

En el plano coronal el doble apoyo provoca que la pelvis comience a trasladarse y caer hacia el lado contrario del que adquiere la carga, y haya una abducción pasiva en la cadera. Como consecuencia la curva de la actividad de los abductores desciende. En los músculos aductores se observa una contracción excéntrica que estabiliza la pelvis a medida que el peso es transferido y asiste en la flexión de cadera.

En el plano transversal la hemipelvis ipsilateral alcanza el máximo de rotación posterior respecto al eje vertical del cuerpo y comienza a adelantarse junto a la pierna que va a comenzar la oscilación o balanceo.

De nuevo se detecta actividad importante en los músculos dorsales y lumbares, la actividad global a lo largo del todo el ciclo, de los músculos intrínsecos de la columna. La actividad refleja una doble curva que alcanza sus valores máximos durante el apoyo (0%-10% y 50%-60% del ciclo), suele ser ligeramente superior en el lado contrario. El tronco se desplaza lateralmente sobre el lado que adquiere la carga. La posición media del tronco, en los tres planos, se adquiere durante la fase media de apoyo, cuando ambas piernas están paralelas.

3.2.1.B Fase de balanceo u oscilación

- Fase inicial (entre el 60%, despegue del pie, y el 70% del ciclo)

Desaparece la fuerza de reacción pie-suelo dado que no hay apoyo. Las fuerzas de inercia y de la gravedad condicionan los acontecimientos del balanceo. Para regular las respuestas al equilibrio-desequilibrio de ambas y permitir el avance coordinado y efectivo de la pierna (y de todo el cuerpo), resultan fundamentales un buen funcionamiento del sistema nervioso central y la adecuada actividad de los músculos biarticulares: recto femoral, isquiotibiales, sartorio y aductor largo. La forma en que trabajan estos músculos es muy variable, ya que son más dúctiles y adaptables que los músculos monoarticulares o los biarticulares distales (gemelos y tibia anterior); por el contrario, estos últimos generan una fuerza mayor con un menor acortamiento. El ejemplo comentado anteriormente del recto femoral ilustra el modo en que los músculos biarticulares proximales transfieren energía de unos elementos a otros y trabajan excéntricamente.

Al despegar el pie, los músculos pretibiales ejecutan el segundo arco de flexión dorsal, su actividad continúa durante esta fase ya que controla el momento de flexión plantar consecuencia de las fuerzas externas. El iliopsas continúa acelerando la pierna y provoca una progresiva flexión de cadera. La acción de este músculo provoca el movimiento pendular de la pierna, de tal modo que la flexión de la cadera se acompaña de una flexión de rodilla de unos 60° - 65° . El recto femoral limita el recorrido articular.

En el plano coronal la pelvis bascula hacia abajo en el lado sin carga, hasta un máximo de 5° por debajo de la horizontal. En el plano transversal la hemipelvis ipsilateral gira en la dirección anterior sobre el eje vertical.

- Fase media (entre el 70% y el 80% del ciclo).

La fase media del balanceo es un período de transición entre la aceleración llevada a cabo anteriormente y la deceleración necesaria durante el final del balanceo para retornar al apoyo bipodal. Por ello, la pierna se comporta como una especie de péndulo en el plano sagital y casi no hay actividad muscular.

La flexión de la cadera aumenta hasta los 35° y la flexión de la rodilla desciende hasta 30° por causa directa de las fuerzas externas. A nivel del tobillo, continúa la labor de los músculos retibiales. La articulación tibioastragalina queda en posición neutra.

En el plano coronal comienza a elevarse la pelvis, alcanzando la horizontalidad justo antes de la deceleración final. A consecuencia de la fuerza de inercia la articulación de la cadera aparece en una posición neutra (abducción-aducción).

En el plano transversal, la pierna en balanceo pasa junto a la pierna de apoyo, la pelvis y la cadera alcanzan y traspasan la posición neutra.

- Fase final (entre el 80% y el 100% del ciclo, momento en el cual el talón vuelve a entrar en contacto con el suelo).

La pierna que realiza el péndulo es frenada por los músculos isquiotibiales, vasto lateral y medio y recto femoral, lo que permitirá contactar de nuevo con el suelo.

En el plano sagital, el pie queda en posición neutra, sostenido por los músculos pretibiales. La rodilla se extiende casi totalmente por la acción de los vastos. La fuerza de inercia lleva a la cadera al punto máximo de flexión. El doble control de los isquiotibiales a nivel de rodilla y cadera, frenando y estabilizando la pierna y el muslo y la pelvis, es otro ejemplo de cómo trabaja un músculo biarticular transmitiendo y minimizando el gasto energético.

Justo al final del ciclo se observa actividad de toda la musculatura encargada de absorber/aceptar el impacto (recto femoral, glúteo mayor, glúteo medio, vastos, tibial anterior y aductor largo).

También en el plano coronal se produce una respuesta anticipatoria en los músculos abductores que actuarán frente al momento medial constante durante toda la fase de apoyo. La cadera tiende a estar en posición neutra al igual que el pie (eversión-inversión).

La pelvis alcanza la máxima rotación anterior en el plano transversal, a lo que se suma la rotación externa de todo el miembro inferior.

3.2.1.C Esquema básico de las posiciones de las articulaciones en las diferentes etapas de la marcha

En este estudio, se asimilará el cuerpo humano a un mecanismo. Con dicho fin a continuación se muestra un resumen de las posiciones que adquieren las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo en las diferentes etapas de la marcha humana.

- Fase de apoyo

➤ Cadera (ver *Ilustración 27*)

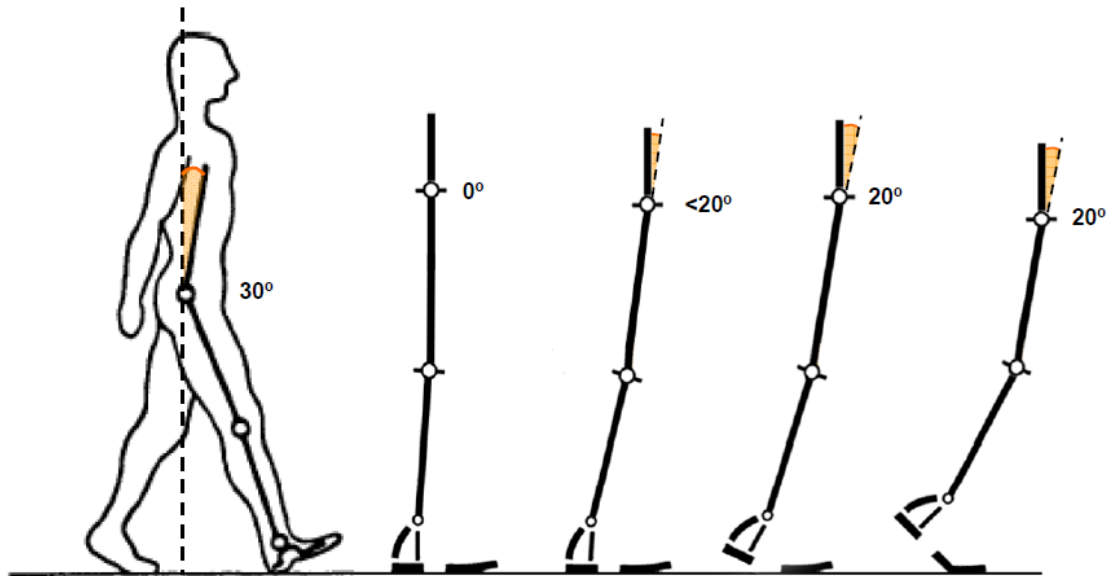


Ilustración 27: Fases de apoyo de la cadera.

➤ Rodilla (ver *Ilustración 28*)

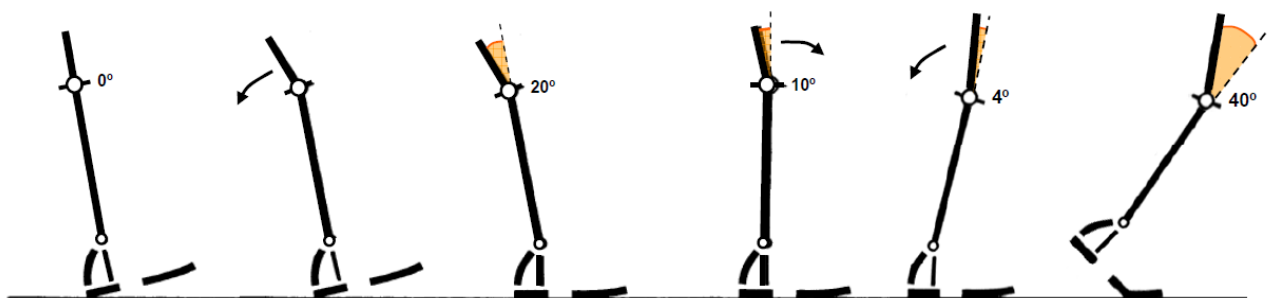


Ilustración 28: Fases de apoyo de la rodilla.

➤ Tobillo (ver *Ilustración 29*)

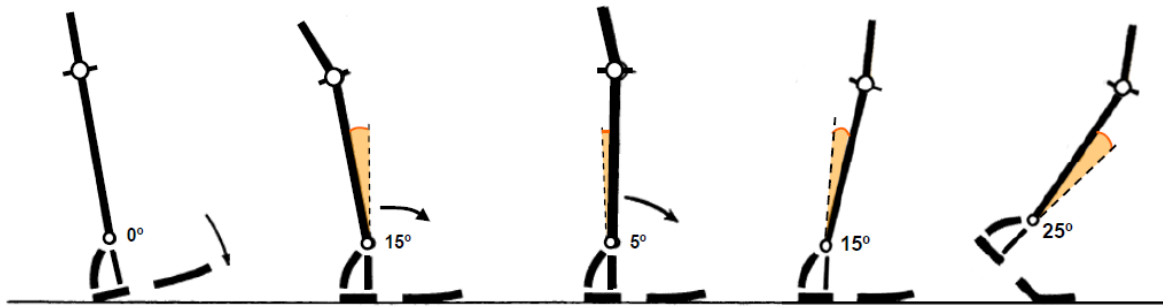


Ilustración 29: Fases de apoyo del tobillo.

• Fase de oscilación (ver *Ilustración 30*)

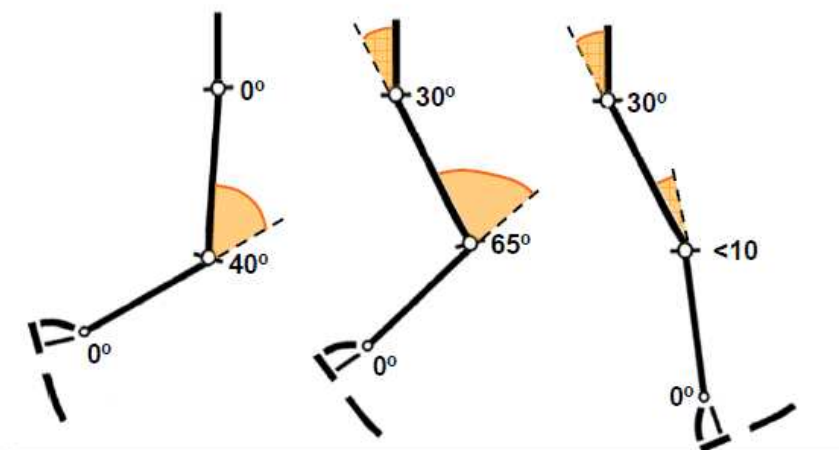


Ilustración 30: Articulaciones de la cadera y rodilla durante la fase de oscilación.



Capítulo 4: Métodos de estudio de la marcha humana

4.1 Introducción

De forma básica, la marcha se describe mediante parámetros espaciotemporales. Éstos varían entre sujetos y en el propio sujeto depende de las condiciones y de los factores que afectan a la marcha, como por ejemplo, el terreno, el calzado, la edad, etc.

Para un estudio más exhaustivo es recomendable utilizar información cinemática y cinética conjuntamente.

- Los estudios cinemáticos permiten registrar las variaciones angulares de las articulaciones del cuerpo, la inclinación, la torsión y la oscilación de los segmentos corporales. Describe los detalles del movimiento humano sin tener en cuenta las fuerzas internas o externas que lo causan. Estos estudios permiten la obtención de patrones normales y patológicos de locomoción, además se ha demostrado que son útiles en la prescripción de tratamientos y en la evaluación de resultados terapéuticos.

• Los estudios cinéticos muestran las fuerzas de reacción del suelo y los momentos y potencias presentes en las articulaciones. Una variante de estos estudios son los análisis isocinéticos, que se encargan de cuantificar la capacidad muscular.

El sistema isocinético permite con sus ejercicios el reclutamiento de las fibras musculares y ayuda al desarrollo de la exactitud de la fuerza midiendo con fiabilidad la fuerza desarrollada durante un arco prefijado de movimiento, una velocidad concreta y un tiempo preestablecido. De este modo se puede realizar una prevención de lesiones, una rehabilitación más científica y obtener medidas mesurables y objetivas para el estudio biomecánico del cuerpo humano.

Mediante las gráficas cinéticas de las fuerzas de reacción se puede analizar:

- Aspectos del patrón de la marcha humana (oscilación vertical del centro de gravedad durante el apoyo), fuerzas de frenado y empuje, resistencia a la prono-supinación del pie.
- La generación o absorción de energía mecánica en las articulaciones debido a la acción muscular, mediante gráficas de potencia.
- La inclinación que presenta el sujeto al caminar, directamente ligado con el gasto energético.

4.2 Métodos de análisis

Para la valoración y el análisis científico de la marcha humana se han creado diversos mecanismos, entre ellos destacan los que se presentan a continuación.

4.2.1 Plataformas dinanométricas

Las plataformas dinanométricas [6] son instrumentos electrónicos que permiten la medida y el análisis de la fuerza de reacción que un individuo ejerce sobre el suelo en la ejecución de un movimiento o en un gesto determinado. Son sistemas de análisis cinético del movimiento.

Dichas plataformas se basan en la tercera Ley de Newton (principio de acción y reacción: con toda acción ocurre siempre una reacción igual y contraria). Puede obtenerse el valor de una fuerza externa ejercida sobre una superficie al hallar la fuerza que la origina, igual en magnitud y dirección, pero de sentido contrario. La fuerza aplicada sobre la plataforma producirá una señal eléctrica proporcional a la fuerza que se haya aplicado y que se proyectará en los ejes del espacio.

Las plataformas dinanométricas son superficies planas y rígidas, cuyo desplazamiento producido por una fuerza puede medirse. Debe ser una superficie rígida para que el movimiento de la misma sea imperceptible para la persona que camina sobre ella.

Para realizar la medición de estos desplazamientos (mínimos) de las plataformas, poseen unos sensores conectados a un sistema electrónico de amplificación y registro. Según los sensores que posean se dividen en:

- Plataformas dinanométricas de galgas extensiométricas (ver *Ilustración 31*), están compuestas por una plataforma rígida de acero que está montada sobre cuatro columnas en las que se encuentran las galgas extensiométricas.



Ilustración 31: Plataforma dinanométrica de galgas extensiométricas.

Cuando se ejerce presión sobre la plataforma se producen pequeñas tensiones sobre las columnas que la soportan, lo que origina cambios en las galgas. La medición de esos cambios se utiliza para obtener la fuerza resultante en los tres ejes del espacio, así mismo se puede determinar el punto de aplicación de dicha fuerza.

- Plataformas dinanométricas piezoeléctricas (ver *Ilustración 32*), se basan en el mismo principio de cambio de resistencia eléctrica pero en su diseño se emplea materiales con propiedades piezoeléctricas, como consecuencia se crean pequeñas cargas de electricidad estática dentro del materia como respuesta a la presión ejercida.

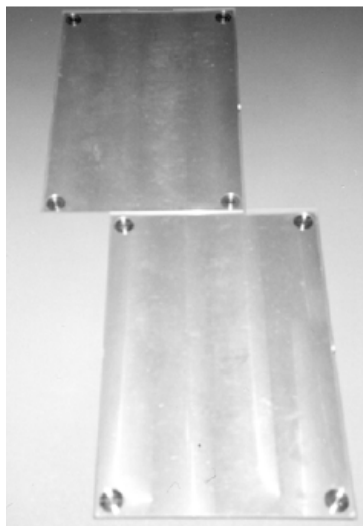


Ilustración 32: Plataforma dinanométrica piezoeléctrica.

Las componentes que permiten estudiar son:

- Componente vertical, está relacionada con el peso del cuerpo que actúa sobre el pie.
- Componente anteroposterior, está representada por una curva que a su inicio indica la deceleración o frenado que se produce en el choque del talón y que alcanza su máximo valor en la fase de doble apoyo, posteriormente la fuerza disminuye hasta hacerse cero en el momento del apoyo monopodal (cuando el centro de gravedad se encuentra sobre el pie que soporta toda la carga).
- Componente mediolateral, indica las desviaciones laterales del pie durante la marcha. Su amplitud es mayor cuando aumenta la inestabilidad del sujeto.
- Las fuerzas de torsión, aquellas que se traducen en los movimientos de rotación interna/externa de la extremidad inferior durante el proceso de deambulación.

Aplicaciones de las plataformas dinamométricas:

- Análisis de la marcha normal. Los estudios de la marcha en sujetos normales empleando plataformas de fuerzas tienen gran importancia para la obtención de poblaciones de referencia y para el conocimiento de la influencia de diversos factores individuales (sexo, características antropométricas, personalidad, emociones, etc.) o extrínsecas (calzado o tipo de terreno).
- Análisis de la marcha en patologías neurológicas. Las patologías neurológicas suelen llevar consigo alteraciones motrices. A través de estas plataformas se puede ayudar al diagnóstico y a la elección del tratamiento adecuado.
- Análisis de la marcha en amputados. El sujeto al que se le ha amputado uno de sus miembros inferiores pierde el soporte estático, la función del complejo articular así como la información sensorial. Por ello, sufren alteraciones posturales y de la marcha.

Los estudios de deambulación de estos sujetos tienen gran importancia para el diseño de nuevas prótesis y para controlar la adaptación de estos sujetos a las prótesis empleadas, y la evaluación del proceso de reeducación de la marcha.

- Geriatría. Los ancianos presentan ciertas peculiaridades en su patrón de la marcha. Es de interés conocer las modificaciones que se producen en la marcha del anciano y en su equilibrio para la prevención de caídas frecuentes en personas de edad avanzada.

-
- Análisis de la marcha tras cirugía reparadora. Para evaluar los resultados de la cirugía y la evolución del paciente. Principalmente se han hecho estudios en sujetos con prótesis internas de rodilla y de cadera. Es de interés el estudio comparativo de la evolución de la marcha pre y post quirúrgica, así como la evolución del paciente tras la cirugía.
 - Ayudas técnicas. Son importantes los estudios de la marcha en sujetos a los que se les van a prescribir ayudas técnicas para la marcha, para determinar cuál es la ayuda más adecuada y que pueda ofrecer al paciente una mayor seguridad, según las alteraciones que presente. También para evaluar la eficacia de las ayudas prescritas. Se pueden realizar estudios con muletas instrumentadas para conocer el porcentaje de descarga que el sujeto hace sobre dicha muleta.
 - Ejército. Se han hecho varios estudios para evaluar cómo influye en las distintas fases del ciclo de la marcha el calzado pesado que utilizan los militares, analizar la influencia del transporte de carga durante las largas marchas y maniobras sobre el proceso de deambulación, calcular el gasto de energía durante esas marchas, etc.
 - Medicina deportiva. Lo que se estudia con más frecuencia es el gasto de energía, la coordinación de movimientos, la evaluación de la capacidad física durante la marcha, el salto y la carrera. Con estos estudios se pretende la prevención de lesiones deportivas y mantener al deportista en la mejor forma física. También se emplean para evaluar alteraciones de la marcha o el movimiento tras lesiones deportivas, la evolución del deportista y la efectividad del tratamiento de rehabilitación.
 - Patologías del aparato locomotor y fracturas. Para evaluar la patología y la evolución del paciente. Son útiles a la hora de prescribir ortesis y calzados ortopédicos y realizar un control y seguimiento para ver la efectividad o la necesidad de ser modificados, análisis de evolución de fracturas, etc.
 - Valoraciones funcionales. La marcha es una actividad de la vida cotidiana que se estudia con frecuencia en las valoraciones funcionales, junto con otras actividades como subir y bajar escaleras o mantener el equilibrio en distintas posiciones y al realizar cambios posturales.
 - Industria. Principalmente en la industria zapatera. Para calzado deportivo estudian conseguir el calzado más adecuado para cada especialidad deportiva. También pretenden conseguir el calzado idóneo para cada tipo de pie, edad, estado de salud, asegurando comodidad y adecuada sujeción del pie, evitando lesiones, dolor o deformaciones podálicas.
 - Zoología. Principalmente se han empleado en caballos para mejorar su rendimiento en las distintas pruebas hípcas. Otra utilidad es el estudio de los animales con fines científicos.

4.2.2 Fotopodograma

Estudia la impresión gráfica que deja la planta del pie (al ser marcada por procedimientos apropiados) sobre un papel, con el objeto de estudiar cómo el pie se apoya sobre el suelo (ver *Ilustración 33*).



Ilustración 33: Huellas plantares: plana (izquierda), normal (derecha) y pie cavo (derecha).

4.2.3 Baropodometría electrónica

La baropodometría electrónica es un sistema de registro de las presiones plantares en posición erecta (ya sea en fase estática o dinámica), mediante sensores y la transmisión por radiofrecuencia. Detecta las alteraciones mecánicas y posturales del pie, lo que permite una mejor orientación de su tratamiento.

El sistema está constituido por un pasillo de 2 m (con plataformas en tartán y madera), una plataforma de captura baropodométrica (en la cual existen 4800 sensores activos en 1,2 m) entrelazados con un software de captura (ver *Ilustración 34*).



Ilustración 34: Baropodómetro electrónico.

A continuación se muestra un ejemplo de los datos obtenidos:

- Datos en movimiento (ver *Ilustración 35*).



Ilustración 35: Datos obtenidos por el baropodómetro electrónico en movimiento.

- Datos en estático (ver *Ilustración 36*).

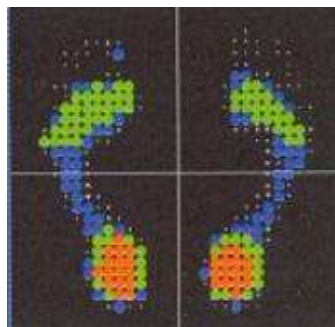


Ilustración 36: Datos obtenidos por el baropodómetro electrónico en estático.

4.2.4 Goniometría

La goniometría es un sistema que permite la medición de la flexibilidad articular. Entendiéndose la flexibilidad articular como la capacidad humana para ejecutar movimientos con gran amplitud de oscilaciones. La medición de la flexibilidad se centra en determinar el recorrido angular o la separación angular que pueden experimentar dos segmentos corporales.

Es importante conocer que la flexibilidad es específica para cada articulación, no se encuentran índices generales de flexibilidad que indiquen el grado de movilidad general del individuo.

Los goniómetros se componen de dos brazos que tienen un eje de giro, los brazos se conocen como fijo y móvil. El brazo fijo se ajusta a un círculo dividido en 360° , transportador, de manera que este brazo se mantenga paralelo al valor 0° y además se fija al elemento corporal que no se mueve. El segmento móvil se mantiene fijo y paralelo al segmento corporal que realiza el movimiento. El centro del transportador debe coincidir con el eje de giro del movimiento.

Existen dos tipos de goniometría, la manual (ver *Ilustración 37*) o la electrónica (ver *Ilustración 38*). La manual presenta dos problemas principalmente,

- es difícil identificar el eje de movimiento para acciones complejas.
- resulta complicado el posicionamiento de los brazos del goniómetro a lo largo de los segmentos de los huesos y mantenerlos en esta posición durante la medición.



Ilustración 37: Goniometría manual.



Ilustración 38: Goniometría electrónica.

Aún así se ha demostrado que la goniometría manual puede ser un procedimiento fiable si es utilizado por individuos con experiencia que siguen un protocolo estandarizado. El goniómetro de Leighton, que emplea una aguja de gravedad, ha mostrado coeficientes elevados de fiabilidad.

La goniometría electrónica emplea dos brazos unidos a un dispositivo que registra de manera automática la relación angular de los segmentos anatómicos evaluados. Es un instrumento de gran precisión y confiabilidad. Uno de sus grandes inconvenientes es su costo.

4.2.5 Fotografía estática

Ha sido utilizada para medir la amplitud del movimiento. Ofrece un registro permanente. Es muy útil para cuando se hacen identificaciones de los puntos anatómicos para los ejes y las articulaciones.

4.2.6 Radiografía

Es otro método para medir la amplitud de movimiento. Su gran inconveniente es la exposición a la radioactividad.

4.2.7 *Electromiografía*

Es un sistema que por medio de una aguja (y de modo menos frecuente mediante electrodos de superficie) registra, bajo carga, la actividad muscular (ver *Ilustración 39*) [5]. Las fibras musculares al contraerse producen descargas que recogidas por la aguja. Después se analiza la señal por ordenador y se calcula la actividad y la fuerza ejercida por el sujeto. Este procedimiento permite cuantificar la contracción del músculo y/o grupos musculares a explorar y pone en evidencia la iteración de estos en la realización del esfuerzo máximo solicitado.

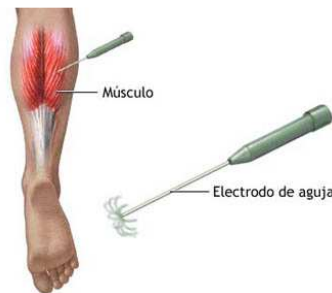


Ilustración 39: Aguja utilizada en electromiografía.

La electromiografía permite diagnosticar problemas en los músculos, en las uniones neuro-musculares o desórdenes nerviosos. La interpretación de la secuencia de activación y la intensidad relativa del esfuerzo presentes en la señal de electromiografía hacen posible la evaluación de la efectividad funcional de la acción muscular. Pero, nunca se obtiene una medida directa de la fuerza muscular (depende, por ejemplo, del tipo de contracción, de la velocidad de contracción, de la posición articular y de la acción sinérgica de los músculos).

4.2.8 *Inclinometría*

Instrumento que permite medir electrónicamente el rango articular que es capaz de desarrollar un segmento corporal compuesto por más de una articulación. Su principio está basado en la perpendicularidad de un indicador respecto del suelo, y del movimiento de desplazamiento que realiza un segundo indicador con respecto del primero.

4.2.9 Dinamometría segmentaria

Permite medir la fuerza desarrollada por grupos musculares o por partes del cuerpo.

4.2.10 Videografía digital

Técnica de filmación [5,15] que consiste en colocar al paciente reflectores en las articulaciones que queremos estudiar. Mediante un programa computacional se digitaliza el movimiento filmado hasta formar una imagen 2D/3D, finalmente se detectan las posiciones de las distintas marcas a lo largo del tiempo, para obtener las curvas de interés. Es una importante herramienta para el análisis cinemático del movimiento.

Los equipos comerciales que implementan esta técnica tienen costos muy elevados, debido a ello se han desarrollado alternativas más económicas basadas en la fotogrametría. Ésta es una técnica que permite el registro de las curvas cinemáticas pero el proceso de detección de los marcadores es sumamente lento y engorroso.

Existe un programa llamado Dartfish que analiza la marcha registrada con cámaras convencionales. Evita la utilización de marcadores y de cámaras infrarrojas. Tiene modos de visualización de gran utilidad para el análisis. Permite la obtención de medidas y realizar el seguimiento de marcadores virtuales ubicados sobre el vídeo, aunque las gráficas de movimiento de estos marcadores no se obtienen con mucha precisión.

Las utilidades de los sistemas de videografía son:

- la medición de la cinemática de segmentos corporales.
- la medición de movimientos en marcha y en carrera.
- la evaluación de patologías del movimiento.
- la evaluación del centro de masas en gestos deportivos.





Capítulo 5: Estudio

5.1 Introducción

En este capítulo se describe el procedimiento seguido y los materiales empleados, para la obtención de datos de interés de la marcha humana en diferentes sujetos que permitan la elaboración de patrones de la marcha.

5.2 Materiales y métodos

A continuación se muestran los pasos seguidos para la obtención de los datos de partida del estudio.

- Paso 1: Para poder estudiar la marcha se realizó la grabación de cinco sujetos (del mismo sexo y edad, diferente altura y peso y dos condiciones diferentes, con y sin carga) durante algo más de un ciclo completo de la marcha (ver *Ilustración 40* y *Ilustración 41*). Se empleó una cámara fotográfica marca OLYMPUS, modelo X-845, de resolución 15 fotogramas por segundo (ver *ANEXO I*).

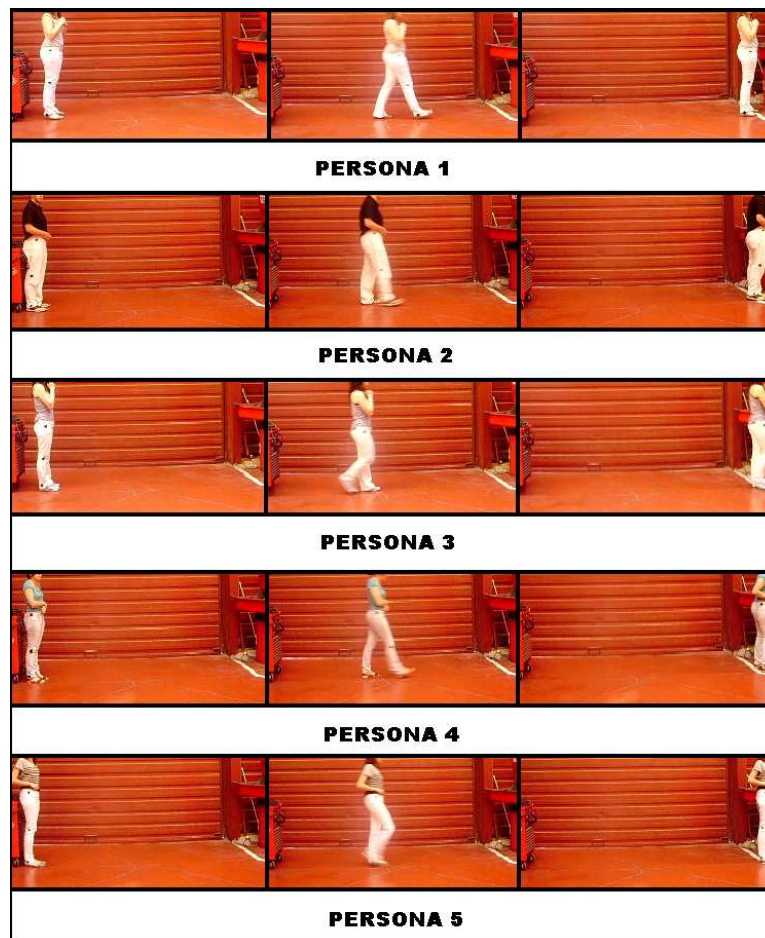


Ilustración 40: Esquema de la marcha de los diferentes sujetos, en varias fases de la grabación.



Ilustración 41: Diferentes casos de estudio.

Los videos de los cinco sujetos fueron grabados en el mismo lugar, bajo las mismas condiciones (ver *Ilustración 42*). Las distancias existentes sirven posteriormente de referencia en el programa de obtención de trayectorias como se verá a continuación.



Ilustración 42: Colocación del sujeto en el laboratorio.

Se situaron marcadores en el plano sagital (ver *Ilustración 43*), a la altura de cada articulación a estudiar (cadera, rodilla y tobillo). Con estos marcadores se permitió la localización de cada punto a lo largo de la trayectoria de los mismos.

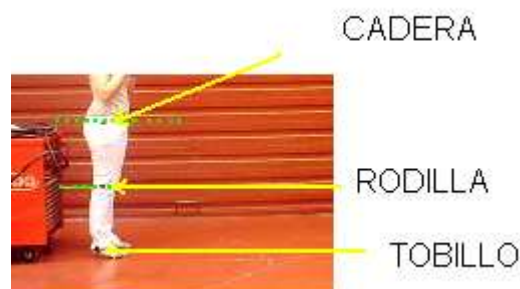


Ilustración 43: Colocación de los marcadores.

- Paso 2: Una vez obtenido el video, se procede a la conversión del mismo a formato .bmp mediante el programa *VirtualDub 1.9.9*. Exactamente, la función de este programa es la segmentación del video en imágenes consecutivas.

- Paso 3: Abrir el conjunto de imágenes en el programa ATD (software libre) desarrollado por la Universidad de Granada. Este programa permite obtener de un conjunto de imágenes consecutivas con extensión .bmp su trayectoria.

- Paso 4: Introducir distancias vertical y horizontal de referencia en la imagen (ver *Ilustración 42*). A continuación colocar el punto de origen del sistema de coordenadas. Hay que tener en cuenta que es complicado que coincida exactamente el mismo punto de origen de coordenadas en los diferentes vídeos.

- Paso 5: Ir imagen por imagen señalando los puntos de interés.

- **Paso 6:** Pedir al programa la representación gráfica de las trayectorias (ver *Ilustración 44*). La trayectoria de cada punto (cadera, rodilla y tobillo) será marcada con un color diferente.

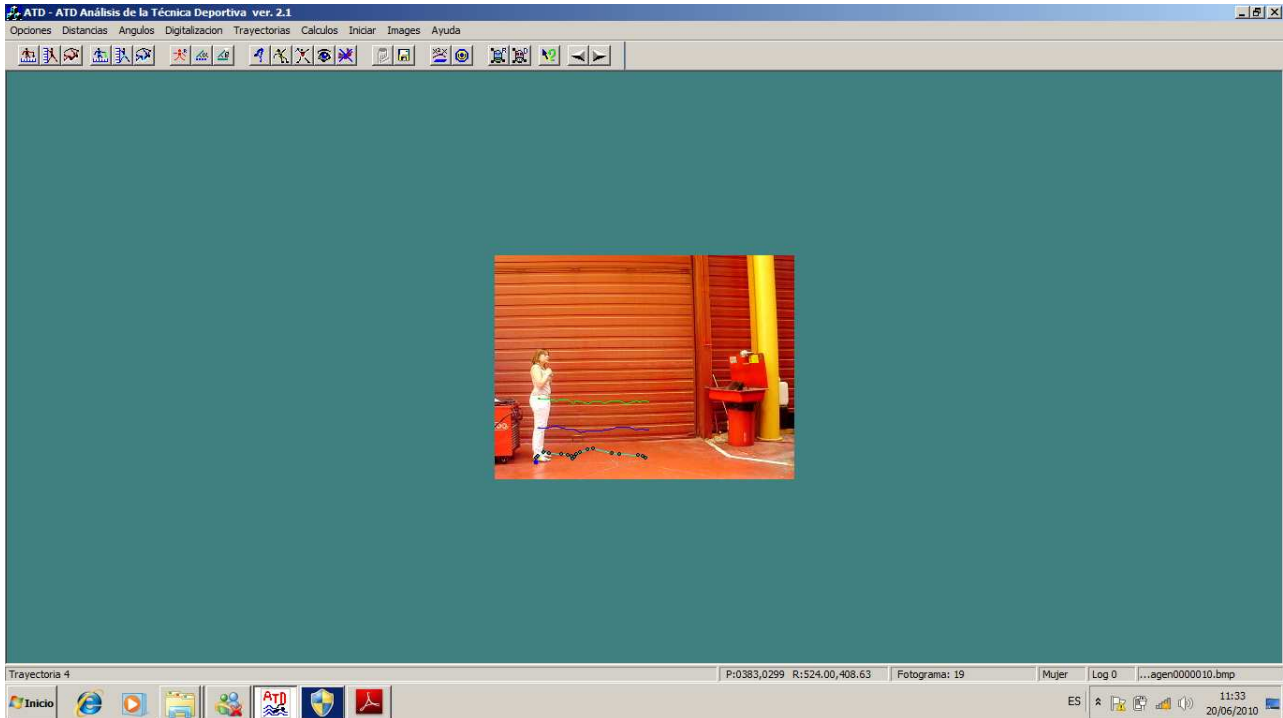


Ilustración 44: Vista de la ventana de trabajo del programa ATD.

- **Paso 7:** Obtención del programa ATD de un archivo .txt que marca las coordenadas de cada punto de interés en cada imagen.
- **Paso 8:** Pasar los datos de las coordenadas de cada punto en cada imagen de formato .txt a un archivo Excel. Dichas tablas obtenidas por vídeo serán los datos de partida para realizar el estudio (ver ANEXO 2).



5.3 Resultados y discusión

Una vez conocidas las trayectorias de los puntos de interés (tablas en ANEXO 2), a lo largo del ciclo de la marcha, puede representarse en un gráfico la evolución de las posiciones de la pierna (muslo+pantorrilla). Esta representación permite observar de una forma más clara las posiciones que toman el muslo y la pantorrilla y los ángulos que forman las articulaciones de la cadera y la rodilla.

➤ Persona 1:

- Sin carga (ver *Ilustración 45*).

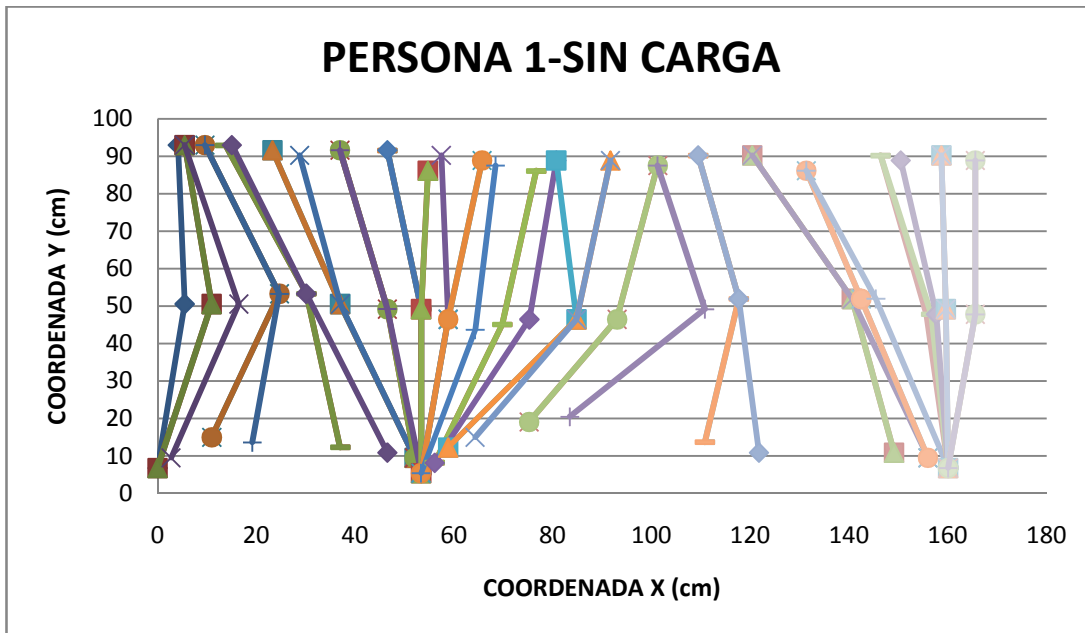


Ilustración 45: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 1 sin carga.

- Con carga (ver *Ilustración 46*).

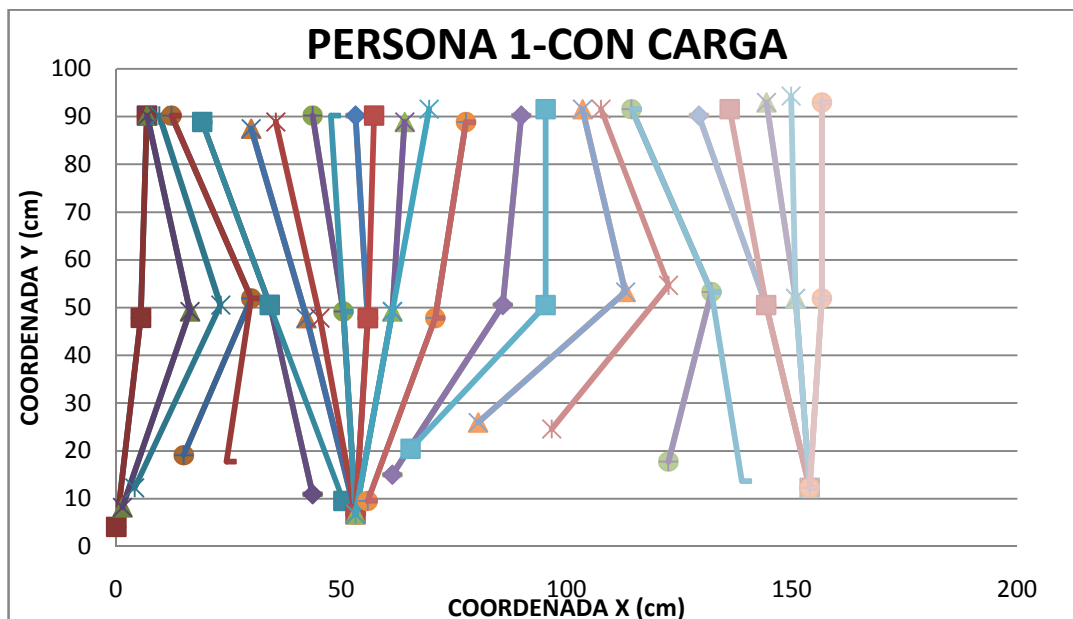


Ilustración 46: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 1 con carga.

➤ Persona 2:

- Sin carga (ver Ilustración 47).

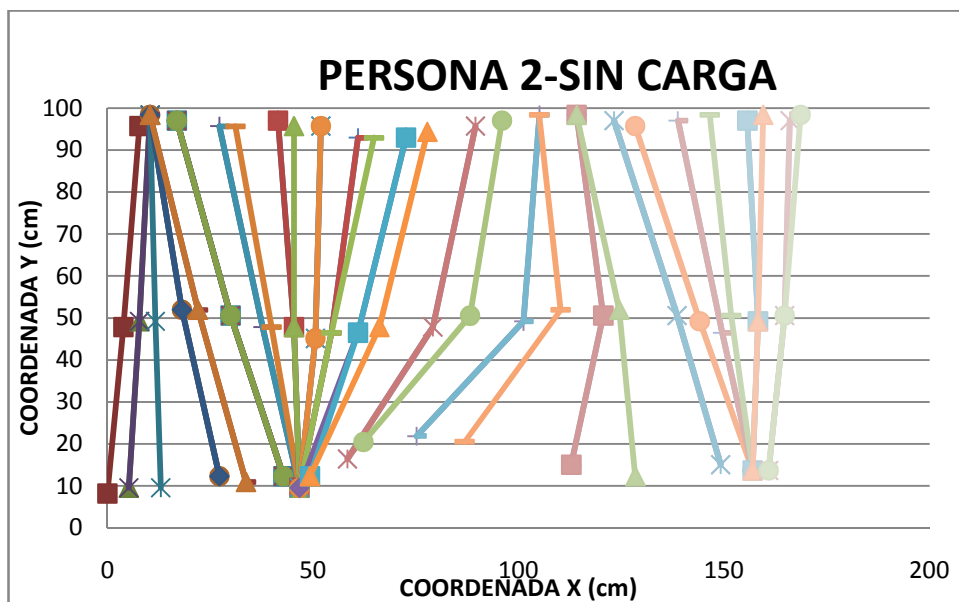


Ilustración 47: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 2 sin carga.

- Con carga (ver Ilustración 48).

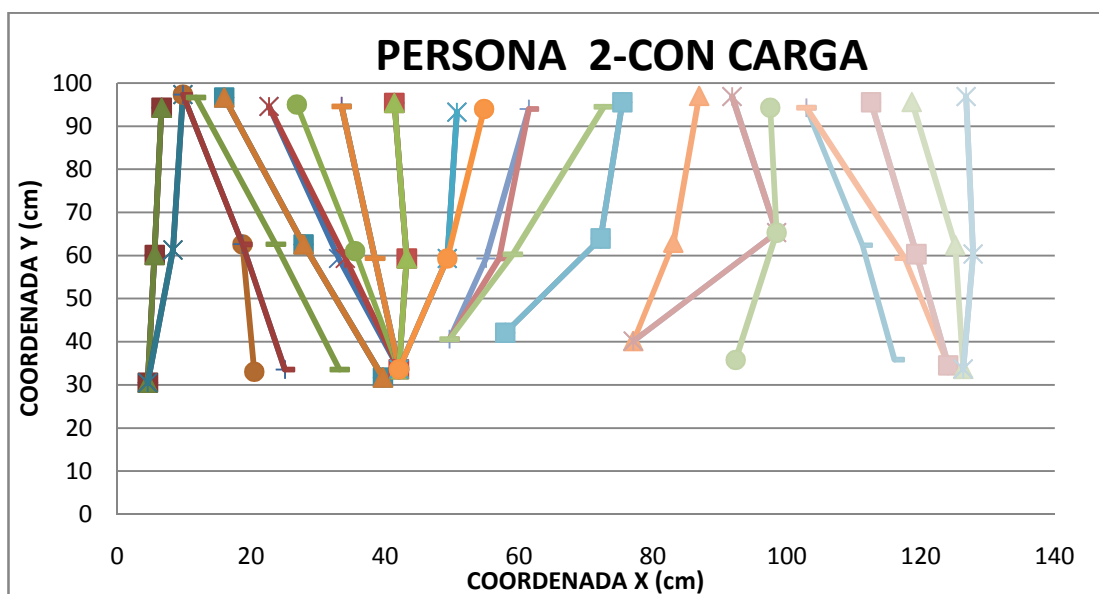


Ilustración 48: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 2 con carga.

➤ Persona 3:

- Sin carga (ver *Ilustración 49*).

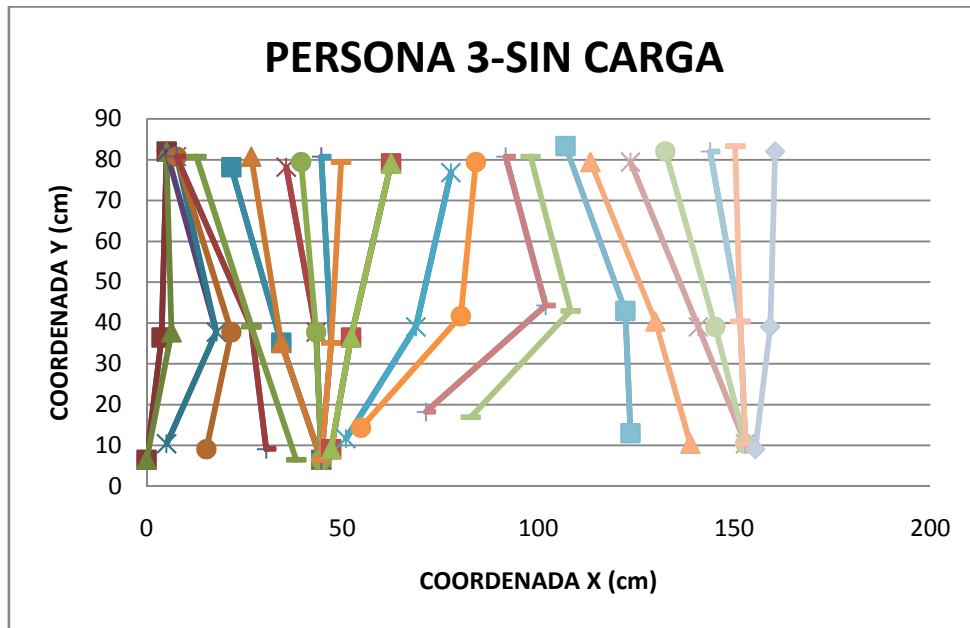


Ilustración 49: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 3 sin carga.

- Con carga (ver *Ilustración 50*).

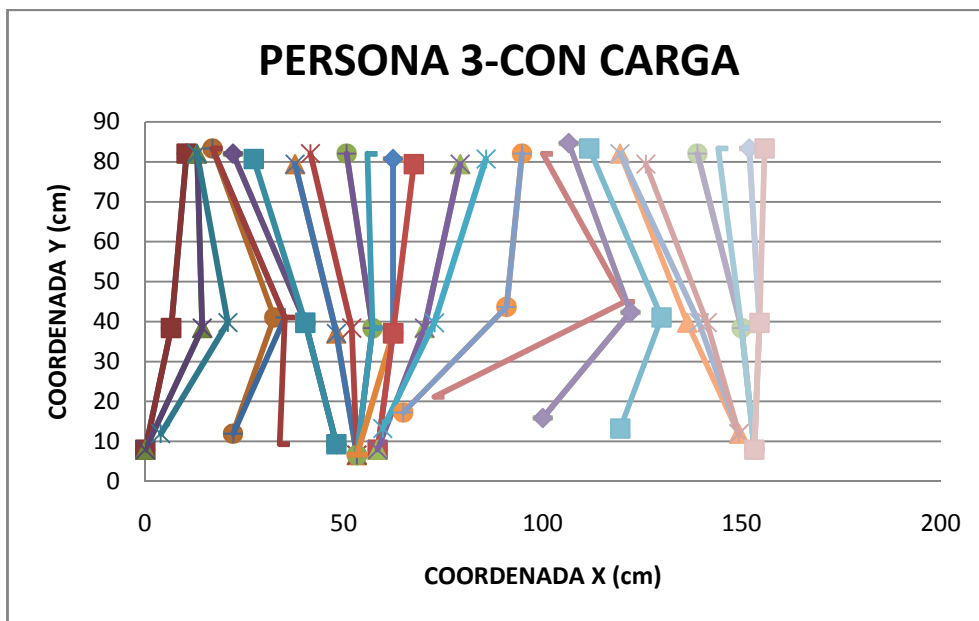


Ilustración 50: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 3 con carga.

➤ Persona 4:

- Sin carga (ver *Ilustración 51*).

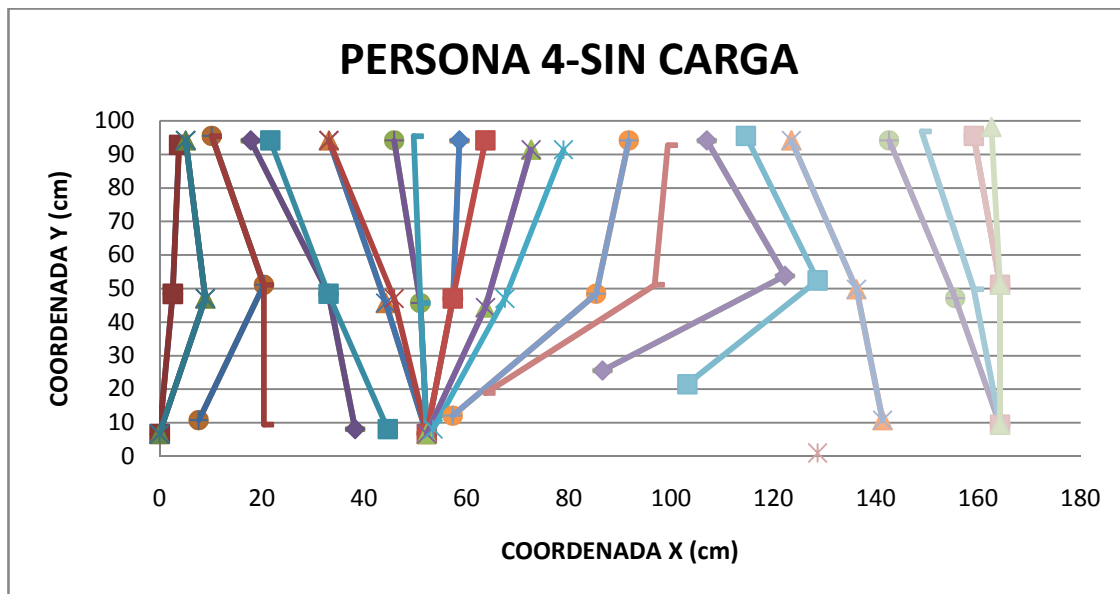


Ilustración 51: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 4 sin carga.

- Con carga (ver *Ilustración 52*).

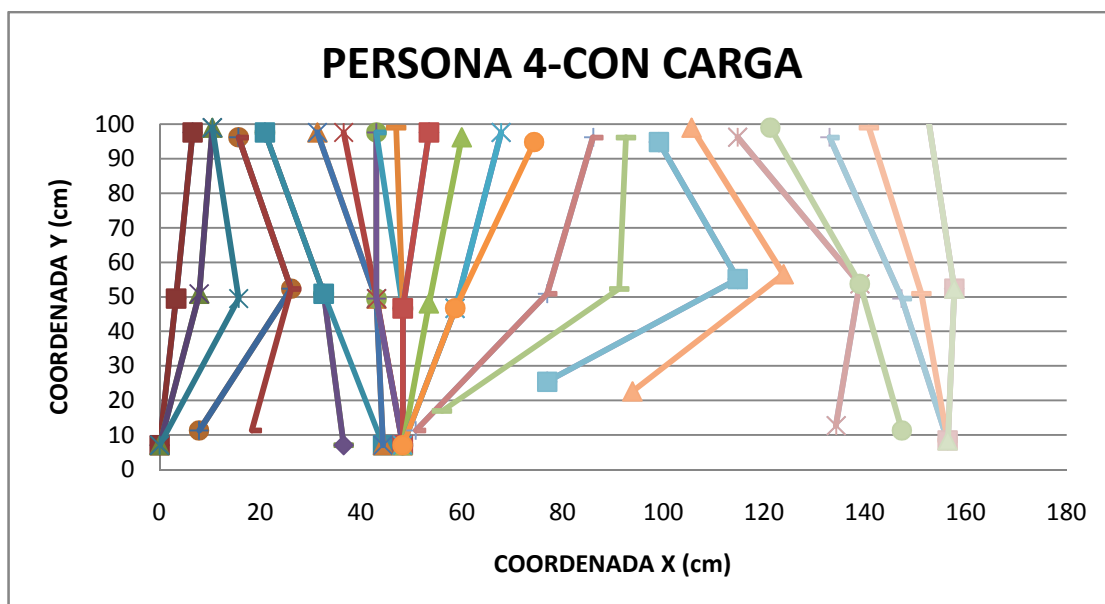


Ilustración 52: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 4 con carga.

➤ Persona 5:

- Sin carga (ver *Ilustración 53*).

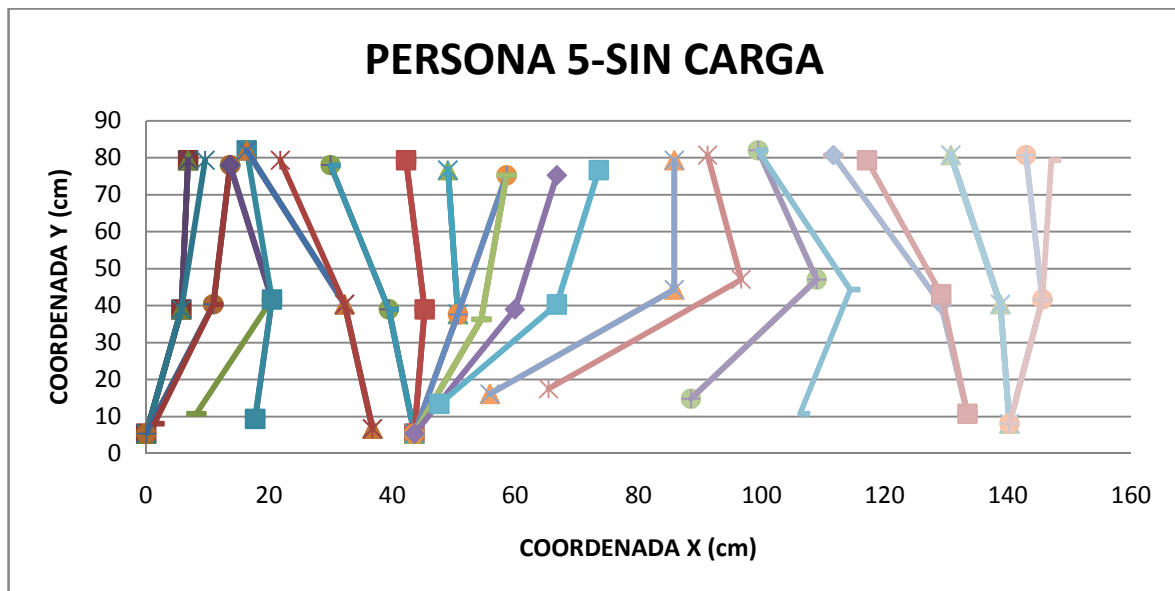


Ilustración 53: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 5 sin carga.

- Con carga (ver *Ilustración 54*).

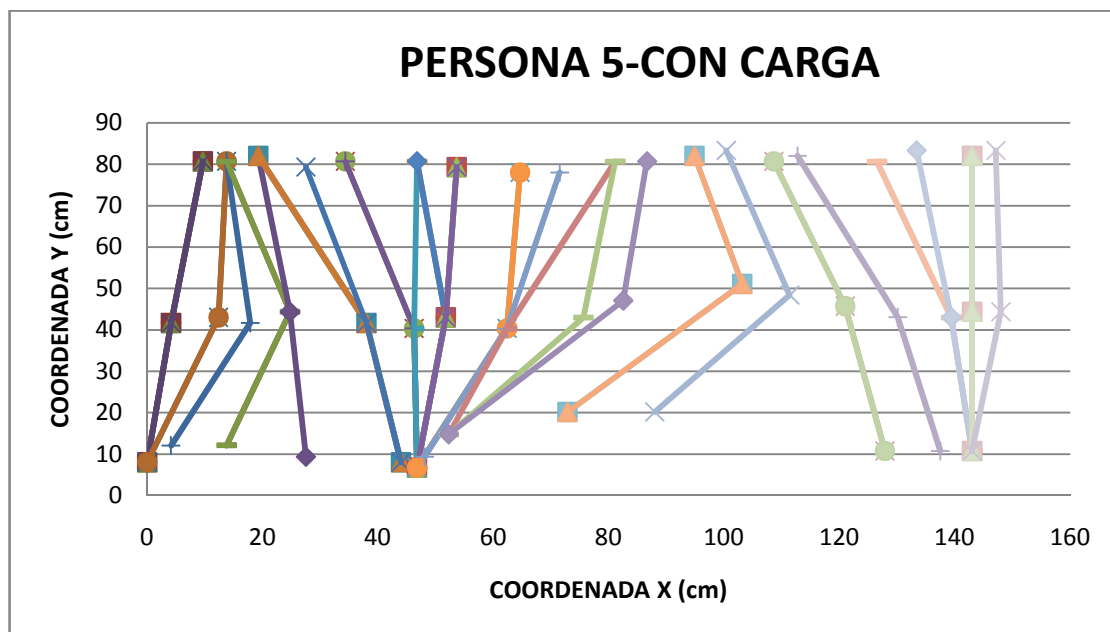


Ilustración 54: Representación del movimiento de la pierna a lo largo del ciclo de la marcha para la persona 5 con carga.

A continuación se procede a obtener los distintos ángulos formados por las articulaciones. Los pasos seguidos son:

- **Paso 1:** Obtención del ángulo formado entre el tronco (se supone una recta vertical) y la recta que une la articulación de la cadera con la rodilla.

Para poder tener unicidad en el criterio medición de los ángulos formados por la cadera en las consecutivas imágenes se tendrá en cuenta:

- Los ángulos se medirán con vertical que pase por el punto correspondiente a la cadera y la recta formada por el muslo.
- Los ángulos que queden a la derecha de la vertical, tendrán valor positivo, mientras que los que queden a la izquierda de la vertical tendrán valor negativo (ver *Ilustración 55*).

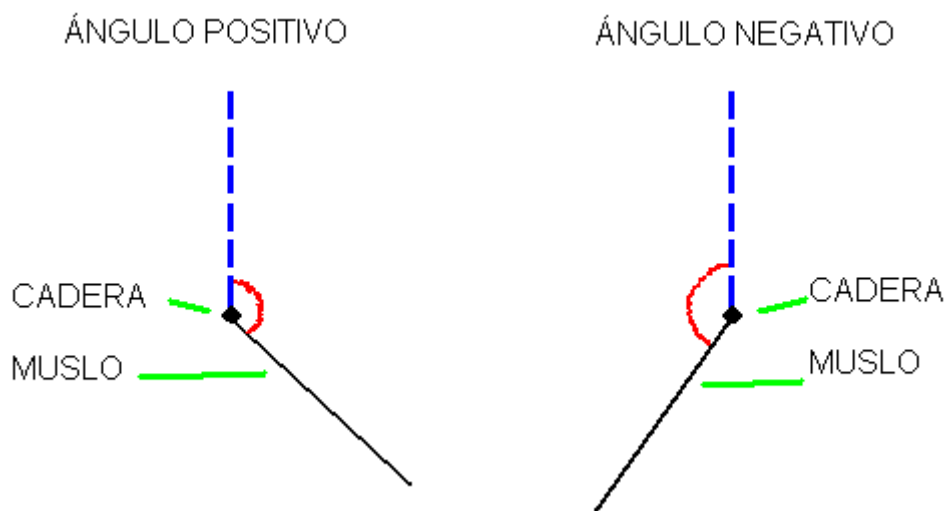


Ilustración 55: Criterio de clasificación de los ángulos.

Dados los puntos obtenidos de la posición de cadera (x_c, y_c) y rodilla (x_r, y_r) , ha de calcularse la pendiente de dicha recta a través de la *Ecuación 1*.

$$m_x = \frac{(y_a - y_b)}{(x_a - x_b)}$$

Ecuación 1: Pendiente de una recta.

Donde m_x representa la pendiente de la recta formada por los puntos (x_a, y_a) y (x_b, y_b) .

Posteriormente se procede a calcular el ángulo existente entre la recta obtenida anteriormente y la recta vertical. El proceso es el siguiente:

- Hallar la tangente de la recta en cuestión y una recta horizontal (para facilitar el cálculo) a través de la *Ecuación 2*.

$$tg \alpha_y = \left| \frac{(m_2 - m_1)}{(1 + m_2 \cdot m_1)} \right|$$

Ecuación 2: Tangente de dos rectas.

Donde m_1 y m_2 son las pendientes de las rectas, respecto de las cuales se quiere calcular la tangente ($tg \alpha_y$).

- Hallar el ángulo existente entre las rectas mediante la *Ecuación 3*.

$$\alpha_y = \arctg(tg \alpha_y)$$

Ecuación 3: Ángulo entre de dos rectas.

Donde $tg \alpha_y$ representa la tangente entre dos rectas y α_y el ángulo existente entre ambas.

- Obtener el ángulo de interés, el comprendido entre la recta formada por los puntos de la cadera y rodilla con la recta vertical que pasa por la cadera (ver *Ecuación 4*).

$$\beta = 90^\circ - \alpha_1$$

Ecuación 4: Ángulo entre la recta vertical que pasa por la cadera y la recta formada por los puntos de la cadera y la rodilla.

- Paso 2: Obtención del ángulo formado entre la recta formada por cadera-rodilla y la recta formada por la rodilla-tobillo.

El primer paso es calcular la pendiente de la recta formada por los puntos de la rodilla (x_r, y_r) y el tobillo (x_t, y_t) a través de la *Ecuación 1*.

A continuación, con las pendientes de las rectas cadera-rodilla y rodilla-tobillo se calcula mediante la *Ecuación 2* la tangente de ambas rectas.

Finalmente mediante la *Ecuación 3* se obtiene el ángulo formado por las dos rectas.

- Paso 3: Obtención del porcentaje de la marcha, según la posición de la cadera/rodilla.

Para poder realizar comparaciones entre los datos obtenidos de los diferentes sujetos, es necesario calcular el porcentaje que representa cada coordenada x de la cadera respecto a la distancia total recorrida en el ciclo de la marcha. Esto es debido a que cada sujeto recorre una distancia total diferente por ciclo de marcha, según varios factores, como por ejemplo, la longitud de los segmentos de la pierna.

- Calcular el recorrido realizado en el ciclo de la marcha (ver *Ecuación 5*).

$$r = x_f - x_i$$

Ecuación 5: Recorrido realizado durante el ciclo de la marcha.

Donde x_f representa la posición final de la articulación, x_i la posición inicial de la articulación y r el recorrido realizado.

- Calcular el porcentaje que representa una posición x respecto al recorrido realizado (ver *Ecuación 6 y 7*).

$$x = x_x - x_i$$

Ecuación 6: Valor del espacio recorrido.

$$\% = \frac{x \cdot 100}{r}$$

Ecuación 7: Porcentaje que representa el espacio recorrido respecto a al recorrido total.

En los siguientes apartados se muestran las tablas y gráficos obtenidos de la representación del porcentaje de la marcha (X) frente a los grados de movilidad de cada articulación (Y).

5.3.1 Datos de la cadera

➤ Persona 1:

Sin carga (ver *Tabla 8*).

X (%)	Y(°)
0	1.85
0.847977	7.36
0.847977	14.48
3.390051	20.8
5.932744	22.45
6.780102	20.8
11.86487	18.45
15.2543	11.7
20.33907	12.74
26.27119	9.17
31.35596	-2.12
33.05129	-1.79
38.13606	-9.17
39.83078	-5.36
44.91554	-9.48
47.45762	-7.36
47.45762	5.53
54.23772	-9.17
54.23772	-4.75
60.17046	-11.33
60.17046	14.05
65.25461	12.11
65.25461	27.83
72.03409	12.11
72.03409	27.83
78.81358	18.01
78.81358	22.45
88.13575	12.33
90.67844	9.9
95.76321	1.25
100	0

Tabla 8: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 1 sin carga.

Con carga (ver *Tabla 9*).

X (%)	Y (°)
0	-1.84
0	13.09
1.81834	18.96
3.636012	24.82
8.181527	21.37
15.45422	17.17
19.0909	13.45
24.54525	9.43
27.27242	3.8
30.9091	3.68
33.63628	-1.84
38.18179	-3.93
41.81847	-10.91
47.27282	-9.43
55.45502	-5.88
59.09103	0
64.54538	13.99
67.27323	22.09
71.81807	24.84
81.81861	20.6
86.36412	11.15
91.81847	8.93
95.45515	1.35
100	0

Tabla 9: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 1 con carga.

- Comparación de los dos casos a estudiar (ver *Ilustración 56*).

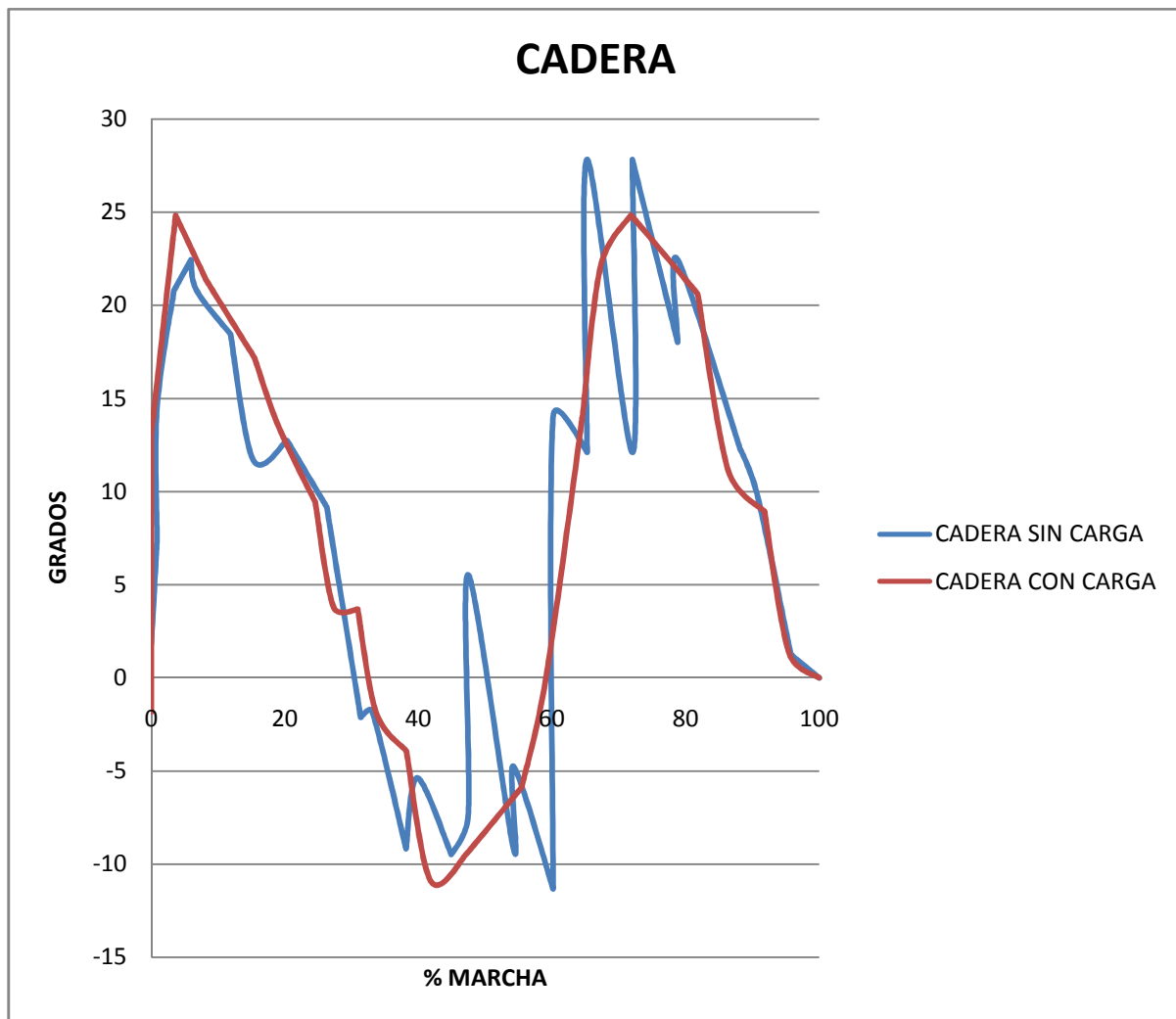


Ilustración 56: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar de la persona 1 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).

En la *Ilustración 56* puede observarse una discordancia de puntos entre ambas funciones, pero la forma de ambas se asimila en gran medida. Los valores de la función sin carga, por lo general, son ligeramente superiores a los de la función con carga.

➤ Persona 2:

Sin carga (ver *Tabla 10*).

X (%)	Y (°)
0	-4.65
1.612693	-3.017
1.612693	1.51
1.612693	9.51
1.612693	14.1
5.645046	15.72
12.10017	12.36
14.5161	10.4
20.96811	4.52
23.38715	0
27.41951	-1.47
33.06455	-7.95
35.48421	-12.59
40.32291	-14.1
43.54954	-57.06
50.80666	-12.24
54.83901	-9.51
60.48393	-4.52
60.48393	6.09
66.1347	7.71
66.1347	12.58
71.77415	18.31
75.00016	18.64
81.45155	12.04
86.25295	6.26
91.93529	3.1
94.35495	-1.51
98.38731	-1.6
100	-4.65

Tabla 10: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 2 sin carga.

Con carga (ver *Tabla 11*).

X (%)	Y (°)
0	-1.75
2.637427	-2.32
2.637427	14.37
4.281969	19.27
7.789106	19.19
13.34942	16.44
13.34942	17.92
16.81079	14.35
22.39607	8.035
22.39607	8.04
28.93346	2.95
36.68844	-2.38
40.08905	-9.01
45.66269	-10.5
54.97899	-21.68
57.28268	-5.7
57.28268	-9.01
66.83284	-6.46
70.91673	11.92
75.66893	1.88
80.14981	14.72
80.14981	22.79
88.19358	10.83
93.2612	11.03
100	1.67

Tabla 11: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 2 con carga.

- Comparación de los dos casos a estudiar (ver *Ilustración 57*).

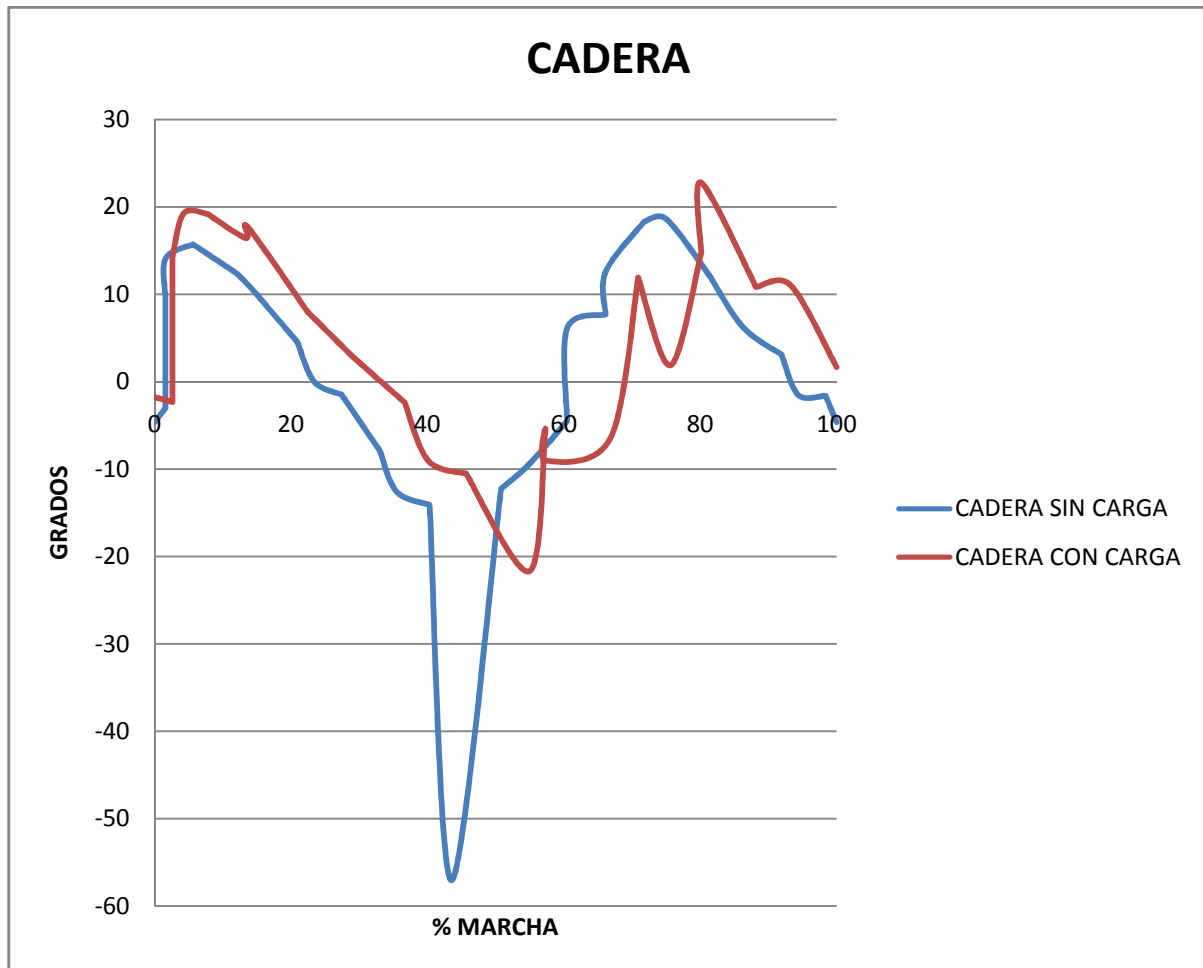


Ilustración 57: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar de la persona 2 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).

En la *Ilustración 57* puede observarse una discordancia de puntos entre ambas funciones, pero la forma de ambas se asimila en gran medida. Los valores de la función sin carga, por lo general, son ligeramente inferiores a los de la función con carga. La función sin carga va adelantada respecto a la función con carga.

➤ Persona 3:

Sin carga (ver *Tabla 12*).

X (%)	Y (°)
0	-1.6
0	-1.96
0	1.65
0	16.05
1.639154	13.62
1.639154	18.06
1.639154	24.94
4.917463	18.59
10.65515	16.51
13.9341	9.52
19.67178	10.72
22.13116	5.24
25.40947	3.2
28.68842	-3.29
36.88483	-13.43
46.72105	-13.29
50.81958	-5.78
55.73768	15.61
59.83557	44.38
65.57325	20.74
69.67178	22.97
76.22904	23.18
81.96673	16.51
89.34421	10.39
93.4421	1.7
100	-1.7

Tabla 12: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 3 sin carga.

Con carga (ver Tabla 13).

X (%)	Y (°)
0	-5.094
1.785481	1.703
1.785481	9.89
4.46439	20.193
8.03604	23.228
11.60769	17.555
18.7503	13.772
21.42852	13.374
27.67908	8.452
31.25004	1.702
35.71443	0
39.28608	-6.488
47.32143	-12.348
51.78582	-17.555
58.0357	-5.793
61.60735	29.068
66.07174	20.193
69.64339	23.219
75.00052	21.723
79.46422	21.186
88.393	14.245
91.944	7.501
97.32178	3.401
100	-1.527

Tabla 13: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 3 con carga.

- Comparación de los dos casos a estudiar (ver *Ilustración 58*).

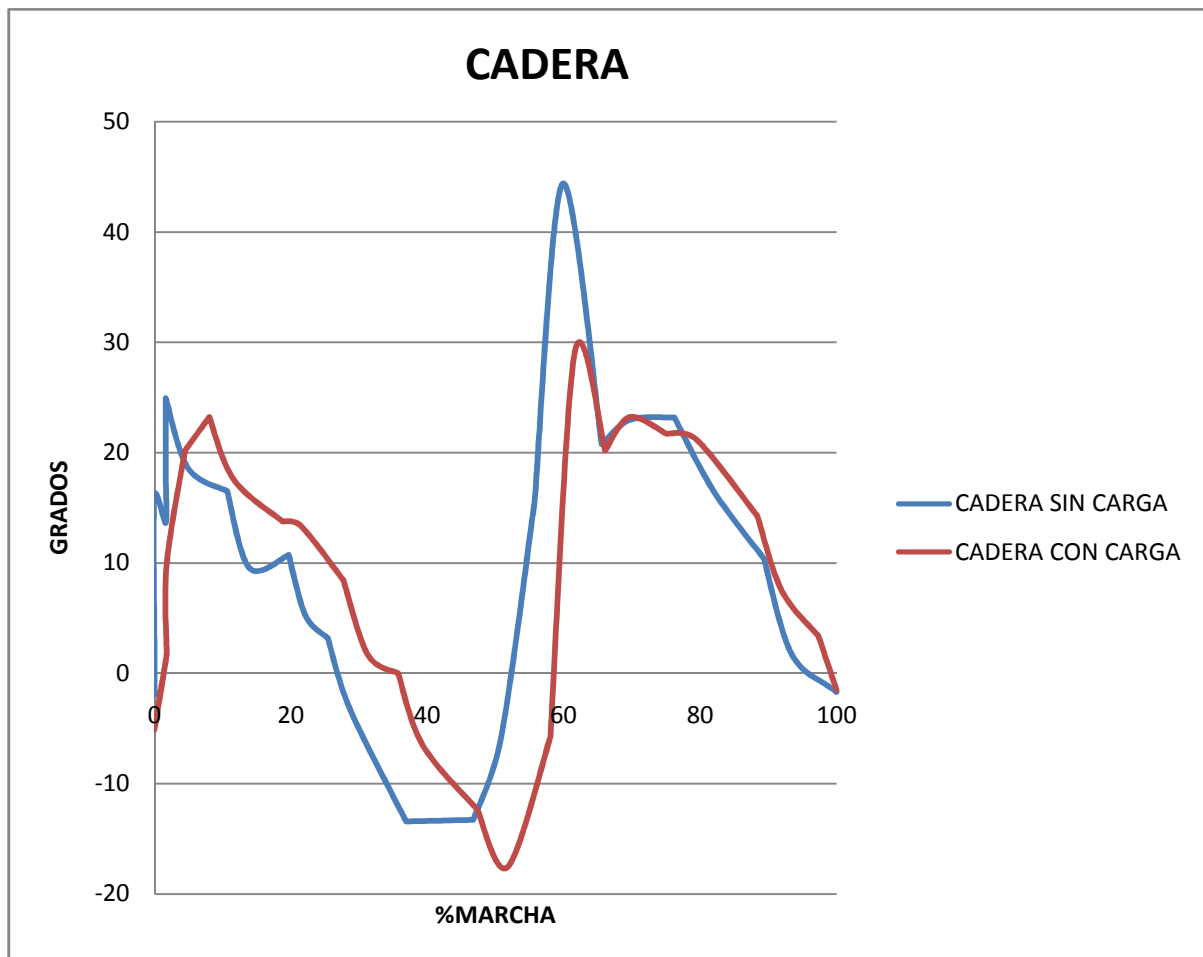


Ilustración 58: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar de la persona 3 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).

En la *Ilustración 58* puede observarse una discordancia de puntos entre ambas funciones, pero la forma de ambas se asimila en gran medida. Los valores de la función sin carga son, por lo general, ligeramente superiores a los de la función con carga. La función sin carga va adelantada respecto a la función con carga.

➤ Persona 4:

Sin carga (ver *Tabla 14*).

X (%)	Y (°)
0	-1.64
0.802353	4.64
4.009245	12.93
8.820214	18.378
11.22601	13.962
18.44215	12.909
26.46001	6.01
28.86581	1.467
34.4785	-1.55
37.68539	-7.7
43.29809	-10.726
47.30733	-14.481
55.32582	-7.929
60.13679	-3.498
64.94713	20.746
69.7581	18.031
75.37079	16.015
78.57831	15.14
87.39853	15.14
91.40714	12.216
97.82218	6.548
100	1.99

Tabla 14: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 4 sin carga.

Con carga (ver *Tabla 15*).

X (%)	Y (°)
0	-3.884
2.678614	-3.104
2.678614	6.014
6.249872	13.38
6.249872	13.38
9.821129	14.043
16.96433	13.713
20.53559	7.72
25.00017	0
27.6781	1.428
32.14269	-5.848
36.60727	-7.721
41.9645	-10.164
46.4284	-18.026
54.46424	-11.401
58.92883	-1.704
63.39273	21.559
67.85731	23.273
74.10719	29.759
78.57177	21.398
86.60693	17.083
91.96416	12.239
100	6.014

Tabla 15: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 4 con carga.

- Comparación de los dos casos a estudiar (ver *Ilustración 59*).

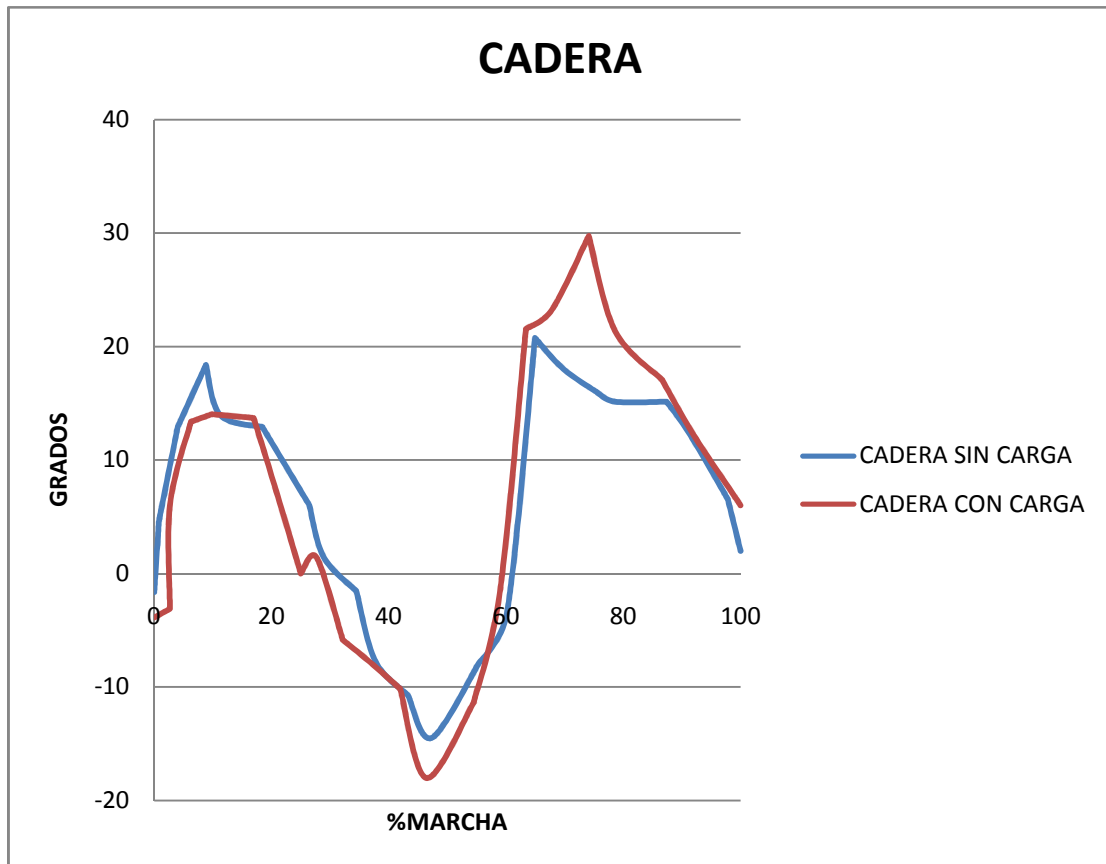


Ilustración 59: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar de la persona 4 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).

En la *Ilustración 59* puede observarse una discordancia de puntos entre ambas funciones, pero la forma de ambas se asimila en gran medida. Los valores de la función sin carga son, por lo general, ligeramente inferiores a los de la función con carga. La función sin carga va retrasada respecto a la función con carga.

➤ Persona 5:

Sin carga (ver Tabla 16).

X (%)	Y (°)
0	-1.54
1.963301	-5.435
4.853697	-4.136
4.853697	10.624
6.796317	5.782
6.796317	20.876
10.67942	25
16.50514	13.621
25.24265	4.255
30.09706	2.407
36.89338	-11.84
36.89338	-5.982
42.71838	-10.622
47.57279	-10.622
56.31031	0
60.19412	9.203
66.01984	15.25
66.01984	21.691
74.75735	21.691
78.64045	18.412
88.34927	11.334
97.0875	3.871
100	-2.2

Tabla 16: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 5 sin carga.

Con carga (ver *Tabla 17*).

X (%)	Y (°)
0	-8.03
3	-2.092
3	6.04
3	16.858
7	8.314
7	24.934
13	15.586
17.98691	16.431
27	0.71
27	7.567
32	-2.957
40	-3.421
45	-13.627
52	-24.934
56	-6.998
62	14.939
66	17.472
72	19.499
75	24.019
85	18.868
90	82.46
97	0
100	1.286

Tabla 17: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la cadera (Y) para la persona 5 con carga.

- Comparación de los dos casos a estudiar (ver *Ilustración 60*).

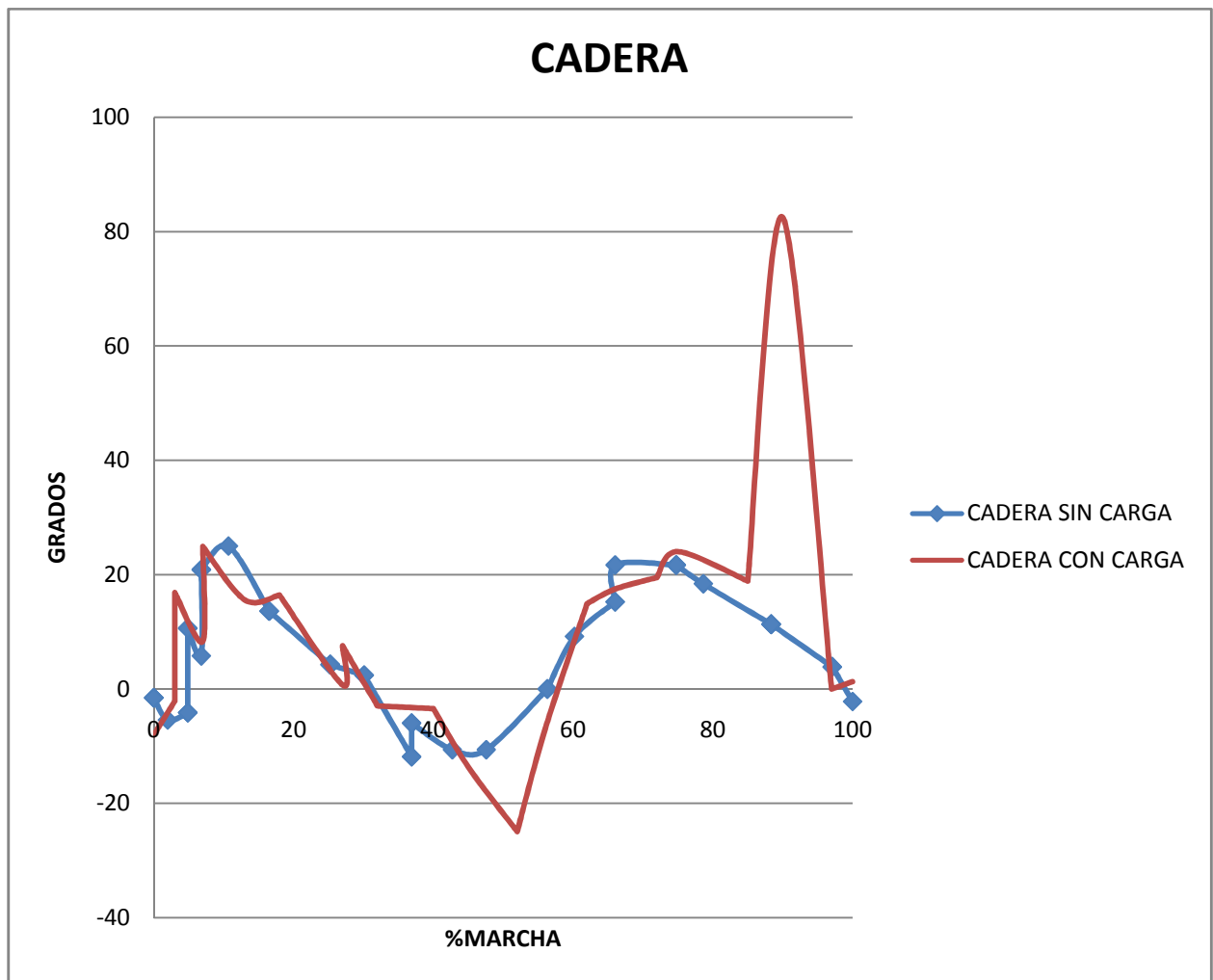


Ilustración 60: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar de la persona 5 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).

En la *Ilustración 60* puede observarse una discordancia de puntos entre ambas funciones, pero la forma de ambas se asimila en gran medida. Los valores de la función sin carga son, por lo general, ligeramente inferiores a los valores de la función con carga.

➤ Comparación de los datos para todos los sujetos:

- Sin carga (ver *Ilustración 61*).

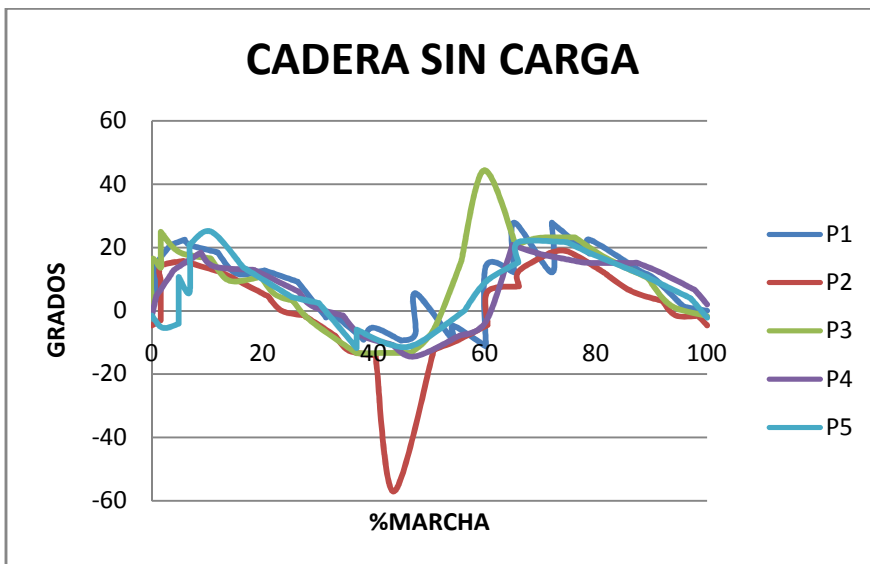


Ilustración 61: Gráfico que permite observar las diferencias existentes en la movilidad de la cadera al caminar varios individuos bajo las mismas condiciones (sin carga).

En la *Ilustración 61* puede observarse una discordancia de puntos entre funciones, pero la forma de todas ellas, por lo general, se asimila en gran medida

- Con carga (ver *Ilustración 62*).

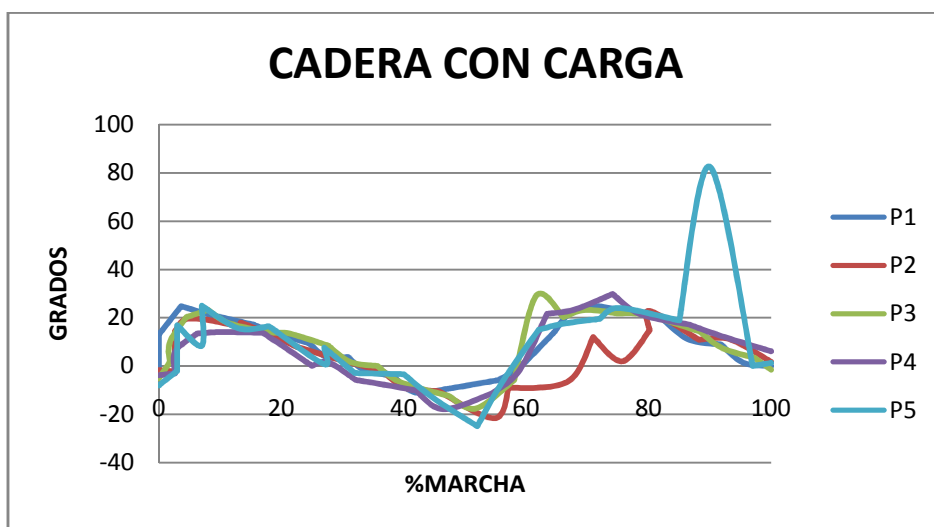


Ilustración 62: Gráfico que permite observar las diferencias existentes en la movilidad de la cadera al caminar varios individuos bajo las mismas condiciones (con carga).

En la *Ilustración 62* puede observarse una discordancia de puntos entre funciones, pero la forma de todas ellas, por lo general, se asimila en gran medida.

○ Conclusiones para la cadera:

En general, para todos los sujetos la forma de las funciones con y sin carga es similar, aunque presenten algunos puntos discordantes. Normalmente la función sin carga va ligeramente adelantada. También, es relevante observar que los valores de las funciones con carga son superiores (en la mayoría de los casos). Estas características de las gráficas permiten asegurar que existen pequeñas diferencias en la movilidad de la cadera durante la marcha humana, con y sin carga adicional para los mismos sujetos.

En cuanto a las similitudes del movimiento de la cadera durante la marcha entre sujetos, en el mismo caso de estudio (con y sin carga), se puede concluir que aproximadamente todos siguen un mismo patrón y un rango de movimiento muy similar.

5.3.2 Datos de la rodilla

El ángulo formado por la articulación de la rodilla será medido entre el muslo y la pantorrilla.

➤ Persona 1:

Sin carga (ver *Tabla 18*).

X (%)	Y (°)
0	8.984
3.418419	21.41
6.837463	32.94
11.96572	40.47
11.96572	28.66
15.38476	12.98
15.38476	0.379
19.65778	1.7
19.65778	8.457
25.64064	4.875
25.64064	3.846
29.91429	9.17
29.91429	2.12
33.33333	6.969
33.33333	1.568
33.33333	1.566
36.75175	10.6
40.1708	10.85
43.58984	19.226
49.5727	42.808
49.5727	28.1
49.5727	28.39
54.70095	21.726
65.81206	57.68
70.08571	1.976
70.08571	16.09
84.41971	6.2
84.41971	76.09
84.41971	7.9
85.5698	0.31
87.44393	4.48
93.82161	6.17
94.44632	6.17
95.07103	6.53
96.28609	0.61
100	7.6

Tabla 18: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X) y del grado de movimiento de la articulación de la rodilla (Y) para la persona 1 sin carga.

Con carga (ver *Tabla 19*).

X (%)	Y (°)
0	5.26
7.207189	33.15
11.71177	45.42
16.21634	49.36
16.21634	33.88
18.91895	7.855
18.91895	0.35
24.32418	2.3
24.32418	1.2
24.32418	2.557
29.73007	5.75
29.73007	0.125
33.33333	0.123
33.33333	1.96
36.9366	6.98
36.9366	0.002
43.24314	11.95
53.15294	28.723
59.45948	45
71.17124	64.057
77.47778	62.8
83.78366	39.854
83.78366	13.31
89.18955	6.46
89.18955	2.99
95.49542	4.44
95.49542	3.15
100	3.89

Tabla 19: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X) y del grado de movimiento de la articulación de la rodilla (Y) para la persona 1 con carga.

- Comparación de los dos casos a estudiar (ver *Ilustración 63*).

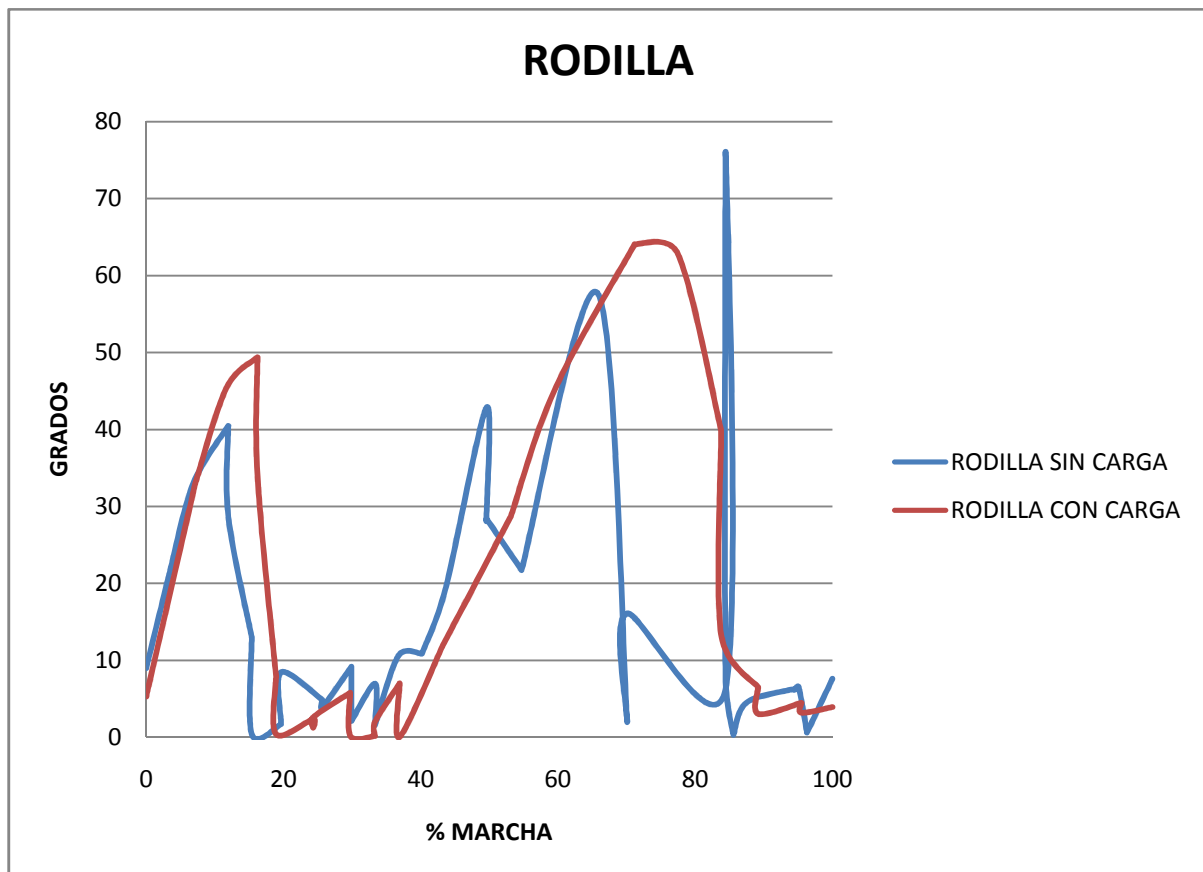


Ilustración 63: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar la persona 1 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).

En la *Ilustración 63* puede observarse una discordancia de puntos entre ambas funciones, pero la forma de ambas se asimila en gran medida. Los valores de la función sin carga son, por lo general, ligeramente inferiores a los de la función con carga. La función sin carga va adelantada respecto a la función con carga.

➤ Persona 2:

Sin carga (ver *Tabla 20*).

X (%)	Y (°)
0	0.959
2.419039	0.727
4.8387	0.363
8.870431	3.4
11.29009	1.79
16.19594	2.86
21.03463	0.837
22.39554	0.352
25.80619	2.58
25.80619	1.94
29.0322	4.79
31.45124	3.96
31.45124	0.68
35.48359	7.04
35.48359	4.76
38.7096	31.67
46.77368	21.2
52.41935	31.28
60.48343	39
66.1291	42.7
72.58049	20.06
74.99953	6.97
83.75309	1.75
87.16374	1.26
90.57439	0.637
91.93529	1.74
95.96765	45.06
95.96765	5.2
95.96765	0.58
100	4.4
100	1.37

Tabla 20: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X) y del grado de movimiento de la articulación rodilla (Y) para la persona 2 sin carga.

Con carga (ver *Tabla 21*).

X (%)	Y (°)
0	0.24
2.250867	4.68
10.71452	11.05
10.71452	2.004
14.80403	1.136
18.20569	1.77
22.48004	2.893
23.29795	0.604
24.47981	0.879
26.93434	0.142
26.93434	0.42
30.80302	5.552
35.75214	13.318
35.75214	6.689
40.47144	5.675
42.10724	5.675
43.76104	3.47
54.49028	27.455
54.49028	6.689
63.38088	8.22
75.99212	37.958
75.99212	13.607
86.47271	4.5
91.62468	8.095
93.05601	0.437
97.80557	8.657
100	4.878

Tabla 21: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X) y del grado de movimiento de la articulación de la rodilla (Y) para la persona 2 con carga.

- Comparación de los dos casos a estudiar (ver *Ilustración 64*).

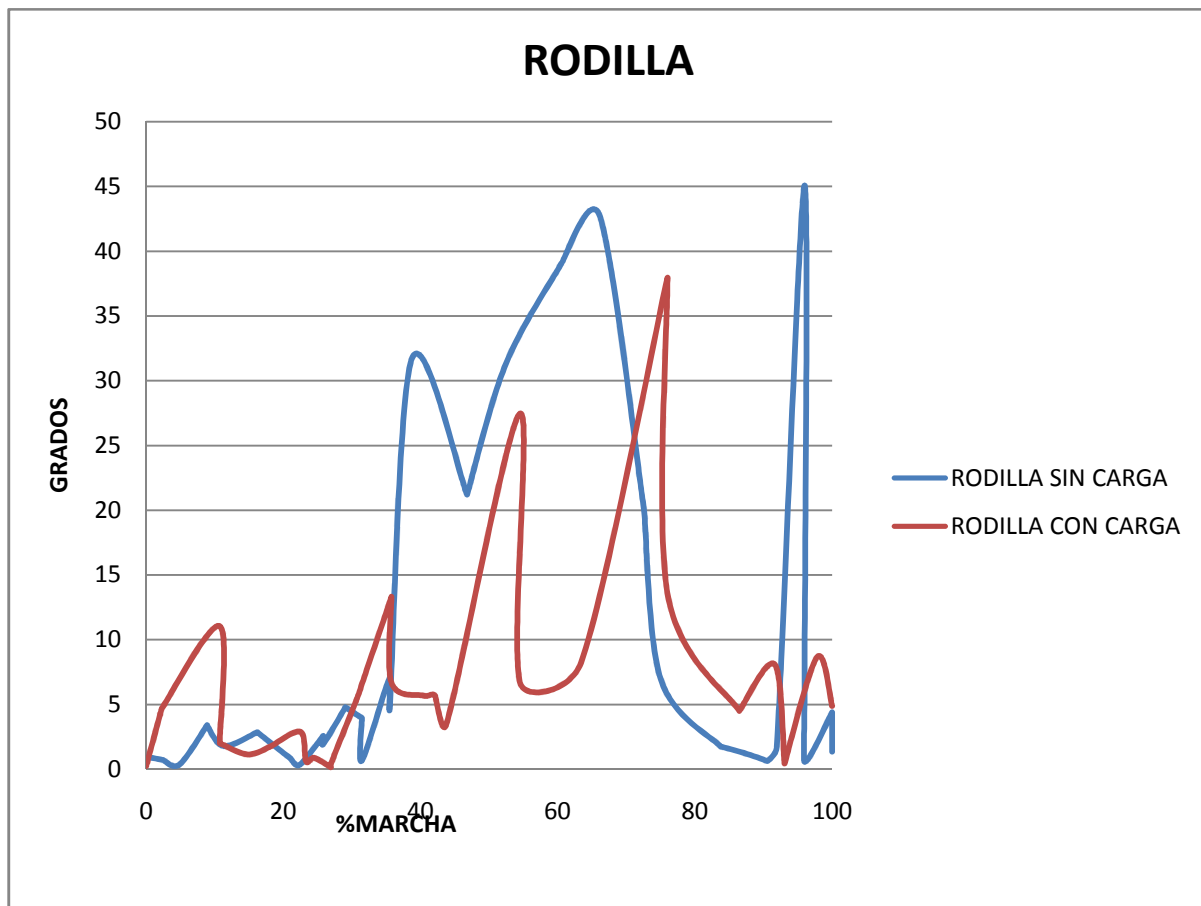


Ilustración 64: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar de la persona 2 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).

En la *Ilustración 64* puede observarse una discordancia de puntos entre ambas funciones, pero la forma de ambas se asimila en gran medida. Los valores de la función sin carga, por lo general, son ligeramente inferiores a los de la función con carga. La función sin carga va adelantada respecto a la función con carga.

➤ Persona 3:

Sin carga (ver *Tabla 22*).

X (%)	Y (°)
0	5.67
1.639788	13.2
9.016578	41.02
9.016578	38.315
11.47594	30.59
14.75423	17.67
14.75423	0.813
19.6723	3.069
19.6723	10.063
25.40995	8.39
25.40995	2.905
27.86866	8.28
27.86866	3.45
31.14759	2.875
41.80332	19.81
49.18011	37.204
63.11476	65.184
67.21326	0
76.2292	18.304
81.14727	6.394
88.17254	0.374
90.98342	1.57
95.08192	7.96
95.08192	0.736
100	5.574

Tabla 22: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la rodilla (Y) para la persona 3 sin carga.

Con carga (ver Tabla 23).

X (%)	Y (°)
0	6.942
5.263158	26.8
9.649236	41.152
17.54363	39.82
19.29847	39.82
19.29847	0.00724
22.80679	8.875
22.80679	3.205
28.06995	4.091
28.06995	4.901
30.70187	11.034
34.21019	2.858
34.21019	8.69
37.71919	16.62
37.71919	7.62
37.71919	1.129
43.05605	8.823
44.73718	8.57
57.01766	38.64
77.08433	87.405
78.07029	65.093
83.33345	43.71
87.71952	3.313
89.74824	3.313
91.10071	5.171
96.9664	8.26
96.9664	1.516
100	5.741
100	0.813

Tabla 23: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la rodilla (Y) para la persona 3 con carga.

- Comparación de los dos casos a estudiar (ver *Ilustración 65*).

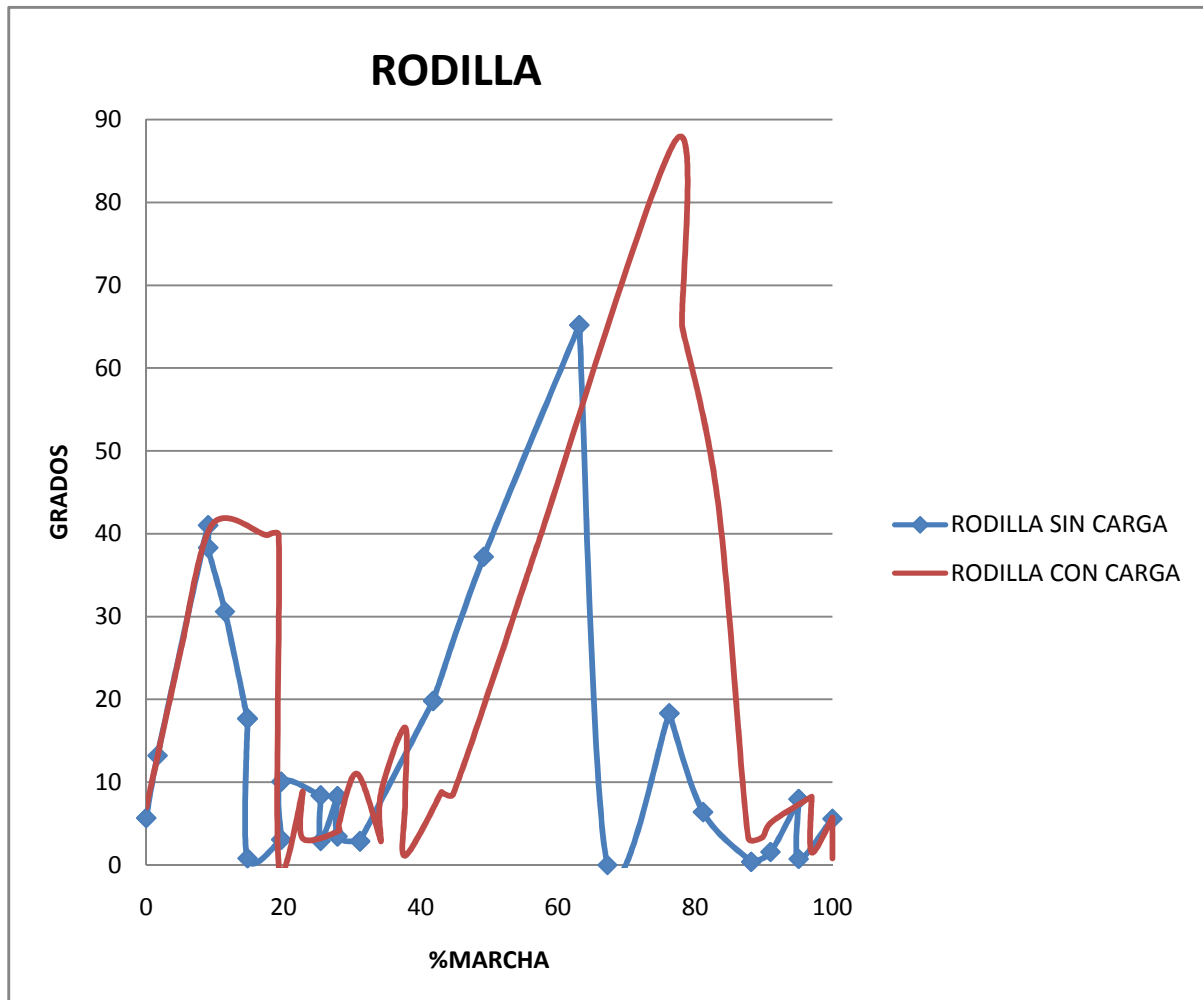


Ilustración 65: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar de la persona 3 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).

En la *Ilustración 65* puede observarse una discordancia de puntos entre ambas funciones, pero la forma de ambas se asimila en gran medida. Los valores de la función sin carga son, por lo general, ligeramente superiores a los de la función con carga. La función sin carga va adelantada respecto a la función con carga.

➤ Persona 4:

Sin carga (ver *Tabla 24*).

X (%)	Y (°)
0	1.852
3.937164	16.123
11.02356	30.448
11.02356	12.93
18.84037	11.052
18.84037	2.022
25.75793	1.305
26.7716	1.305
29.92145	4.137
29.92145	0.404
33.85862	5.648
33.85862	0.506
37.79516	6.205
40.15771	5.277
51.18127	29.725
58.26767	42.228
74.01571	72.367
77.95287	57.51
82.67735	8.572
85.82658	5.267
94.60016	5.267
96.85076	5.02
100	6.548

Tabla 24: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la rodilla (Y) para la persona 4 sin carga.

Con carga (ver *Tabla 25*).

X (%)	Y (°)
0	0.504
2.956354	7.012
8.01958	26.254
14.77012	37.371
14.77012	24.189
18.95084	8.867
18.95084	1.015
25.74022	11.952
25.74022	0.712
25.74022	7.012
29.11614	7.012
29.11614	1.428
29.11614	5.848
32.4914	0.475
35.86667	4.591
35.86667	16.381
47.68108	21.957
56.96323	43.181
72.15161	73.392
78.05979	64.73
87.8515	36.293
87.8515	10.276
93.24946	4.538
95.78108	5.228
100	7.717

Tabla 25: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X), y del grado de movimiento de la articulación de la rodilla (Y) para la persona 4 con carga.

- Comparación de los dos casos a estudiar (ver *Ilustración 66*).

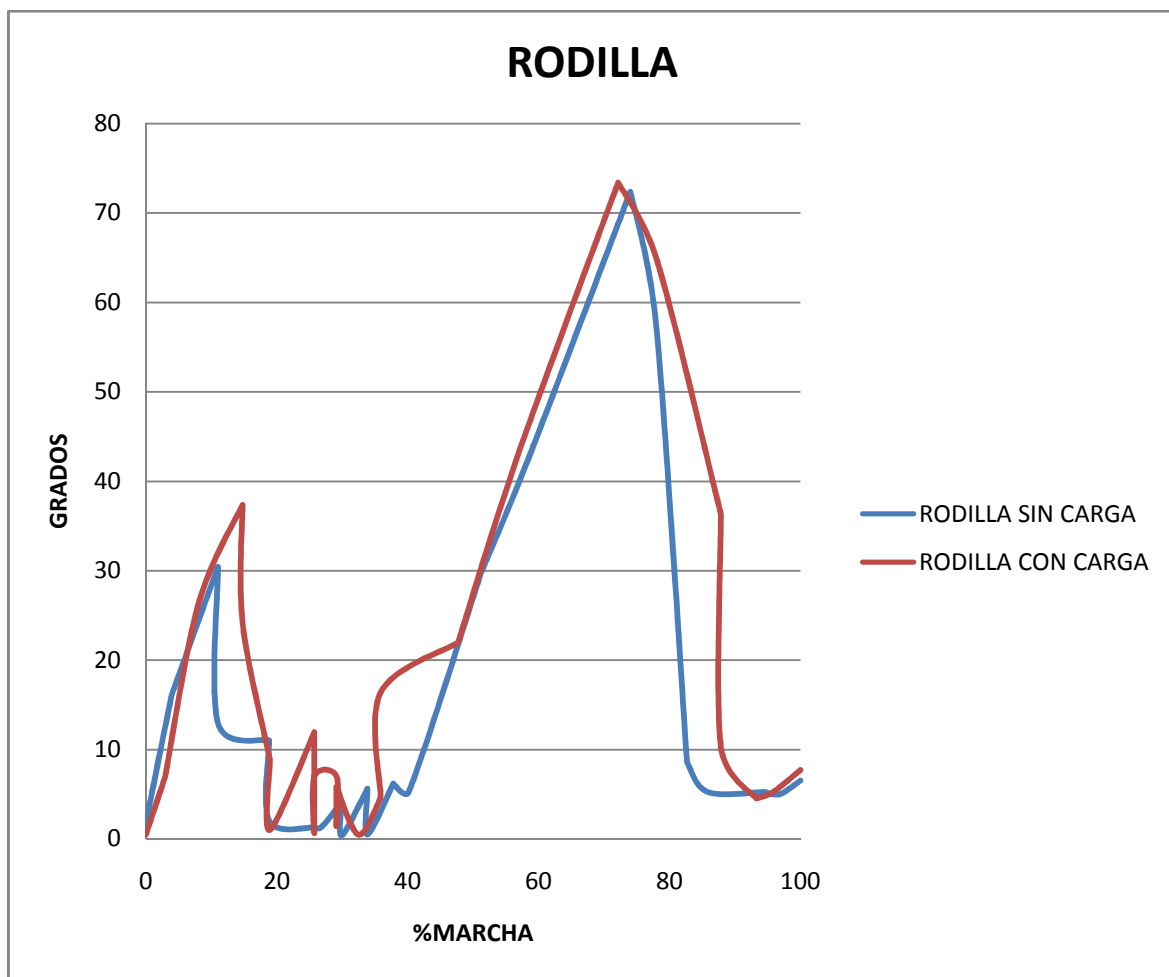


Ilustración 66: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar de la persona 4 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).

En la *Ilustración 66* puede observarse una discordancia de puntos entre ambas funciones, pero la forma de ambas se asimila en gran medida. Los valores de la función sin carga son, por lo general, ligeramente inferiores a los de la función con carga. La función sin carga va retrasada respecto a la función con carga.

➤ Persona 5:

Sin carga (ver Tabla 26).

X (%)	Y (°)
0	8.125
0	3.929
3.695097	13.172
3.695097	12.322
10.50901	32.245
10.50901	15.136
10.50901	10.595
18.95096	13.201
18.95096	7.325
24.07605	6.551
28.22803	7.047
32.12189	14.792
32.12189	0.545
34.84317	13.422
38.73703	15.304
43.60401	24.704
57.23111	46.693
65.01813	55.823
73.77897	47.58
77.67212	35.353
88.25906	15.306
88.25906	10.229
95.13302	8.768
100	12.934
100	6.863

Tabla 26: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X) y del grado de movimiento de la articulación de la rodilla (Y) para la persona 5 sin carga.

Con carga (ver *Tabla 27*).

X (%)	Y (°)
0	1.033
5.734144	17.407
9.556907	30.974
14.33536	35.685
14.33536	3.815
23.54474	14.811
23.54474	5.463
29.27889	15.578
29.27889	1.563
33.10165	15.41
33.10165	4.886
40.48653	21.513
40.48653	11.115
40.48653	3.312
49.69592	3.312
54.47437	36.172
68.80973	59.316
74.54387	57.09
81.23371	8.264
87.57602	11.144
94.00521	12.746
94.00521	1.129
96.52476	0
100	9.749

Tabla 27: Tabla del valor en porcentaje de la marcha (X) y del grado de movimiento de la articulación de la rodilla (Y) para la persona 5 con carga.

- Comparación de los dos casos a estudiar (ver *Ilustración 67*).

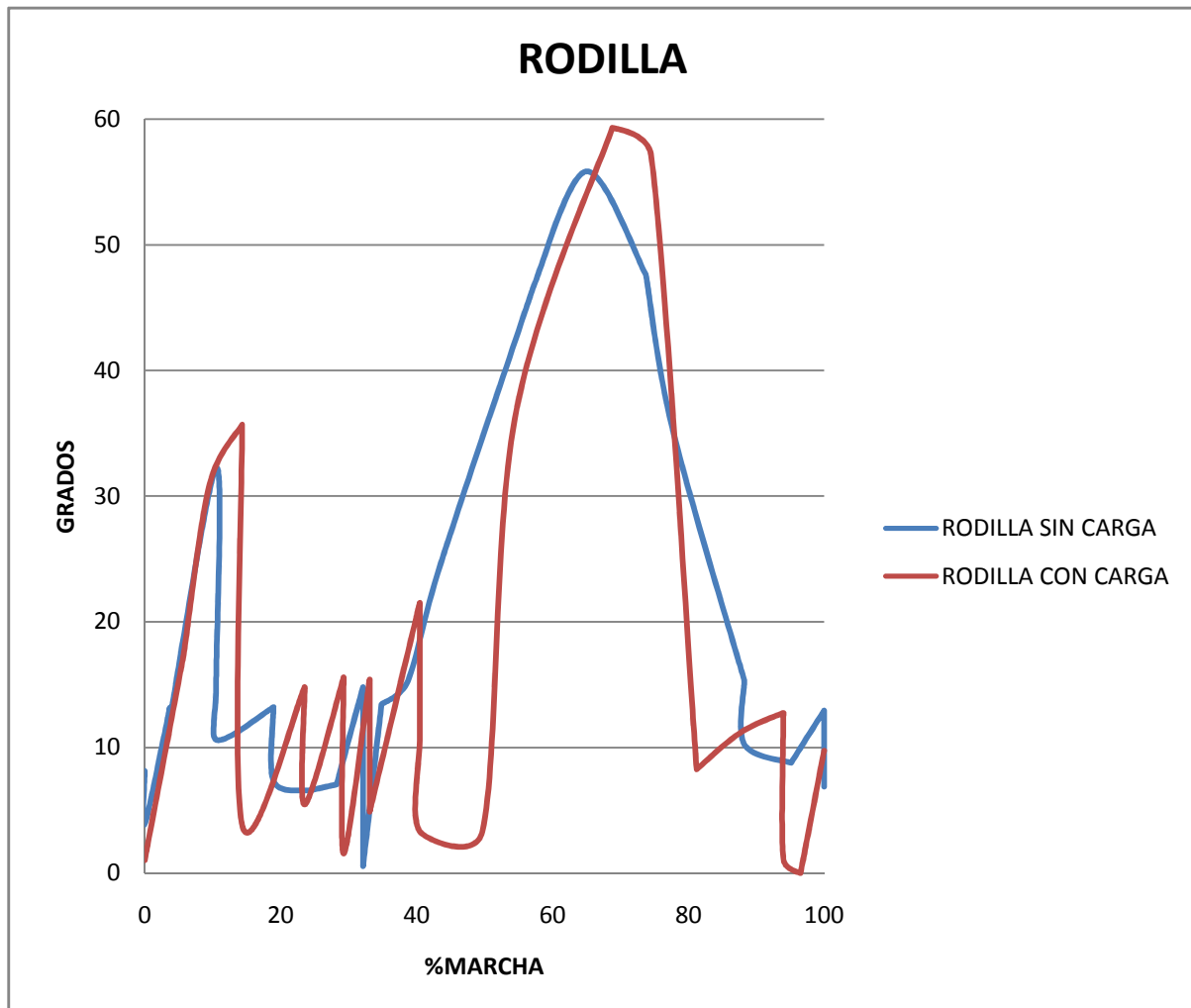


Ilustración 67: Gráfico que permite observar las diferencias existentes entre la forma de caminar de la persona 5 bajo dos condiciones diferentes (con y sin carga).

En la *Ilustración 67* puede observarse una discordancia de puntos entre ambas funciones, pero la forma de ambas se asimila en gran medida. Los valores de la función sin carga son, por lo general, ligeramente inferiores a los valores de la función con carga.

➤ Comparación de los datos para todos los sujetos:

- Sin carga (ver *Ilustración 68*).

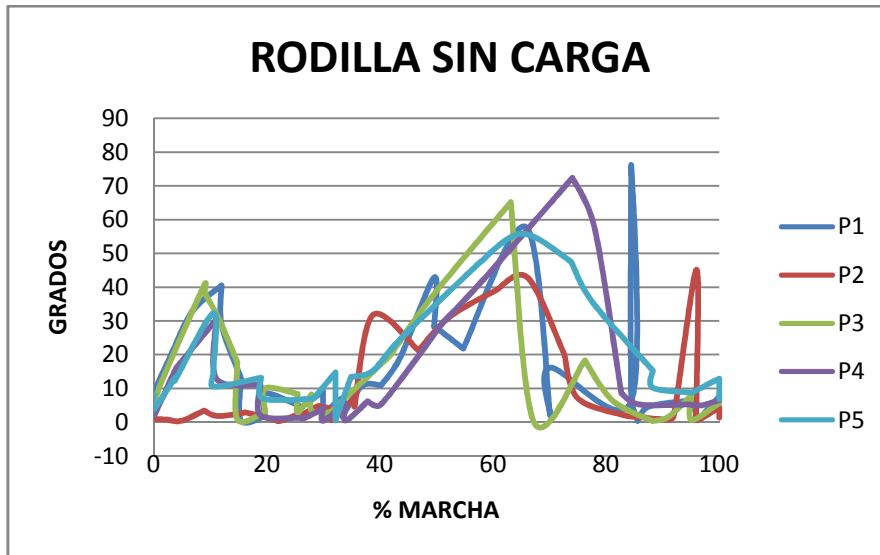


Ilustración 68: Gráfico que permite observar las diferencias existentes en la movilidad de la rodilla al caminar varios individuos bajo las mismas condiciones (sin carga).

En la *Ilustración 68* puede observarse que hay más discordancia entre funciones. Los rangos de movilidad de la articulación de la rodilla son más variables, dependen de cada sujeto en mayor medida.

- Con carga (ver *Ilustración 69*).

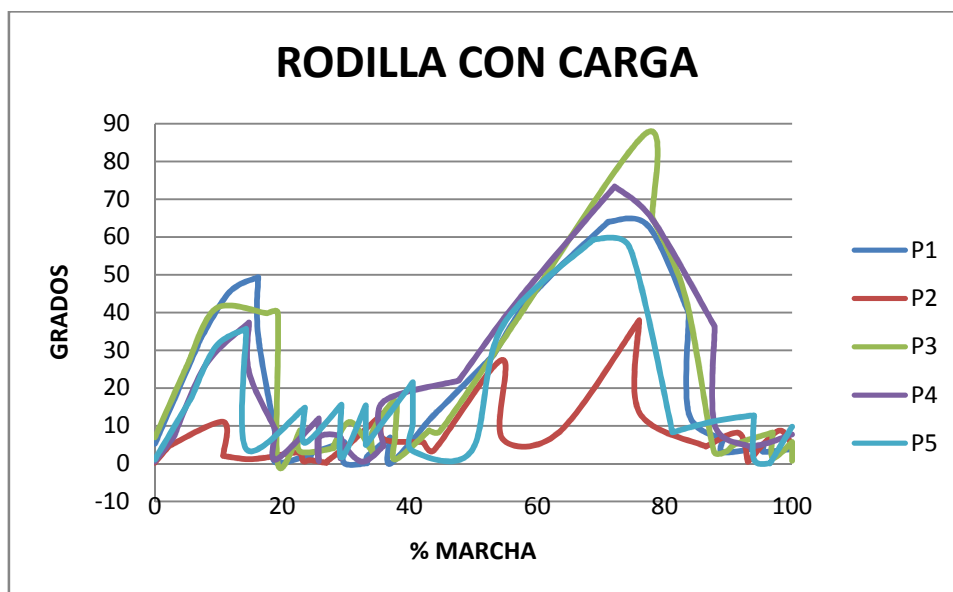


Ilustración 69: Gráfico que permite observar las diferencias existentes en la movilidad de la rodilla al caminar varios individuos bajo las mismas condiciones (con carga).



En la *Ilustración 69* puede observarse que hay más discordancia entre funciones. Los rangos de movilidad de la articulación de la rodilla son más variables, dependen de cada sujeto en mayor medida.

○ Conclusiones para la rodilla:

En general, para todos los sujetos la forma de las funciones con y sin carga es similar, aunque presenten algunos puntos discordantes. Normalmente la función sin carga va ligeramente adelantada. También, es relevante observar que los valores de las funciones con carga son superiores (en la mayoría de los casos). Estas características de las gráficas permiten asegurar que existen pequeñas diferencias en la movilidad de la rodilla durante la marcha humana, con y sin carga adicional para los mismos sujetos.

En cuanto a las similitudes del movimiento de la rodilla durante la marcha entre sujetos, en el mismo caso de estudio (con y sin carga), se puede concluir que no todos tienen el mismo rango de movilidad en la articulación.





Capítulo 6: Presupuesto

En este apartado se detalla el coste económico que conlleva la realización del proyecto. Estos costes son divididos en dos bloques: costes materiales, el constituido por los componentes empleados en la realización del proyecto y costes de personal, donde se especifican los honorarios de las personas que participaron, así como el tiempo invertido por cada una de ellas. El último bloque incluye el coste final, la suma de todos los costes.

6.1 Recursos materiales

La estimación los costes materiales aplicables viene recogida en la *Tabla 28*.

DESCRIPCIÓN	COSTE EN € (SIN IVA) <i>D</i>	% USO DEDICADO PROYECTO <i>E</i>	DEDICACIÓN (MESES) <i>A</i>	PERIODO DE DEPRECIACIÓN (MESES) <i>B</i>	COSTE IMPUTABLE EN € <i>C</i>
PC Sobremesa Phoenix	1.290,31	100	6	60	129,031
Windows XP Profesional OEM	124,43	100	6	60	12,443
Impresora Canon Pisma multifunction MX300	68,22	100	6	60	6,822
Microsoft Office 2007 Home and Student 32 bits retail	98,99	100	6	60	9,899
Monitor 18,5" Acer X193HQB TFT Panorámico	89,00	100	6	60	8,9
Conexión ADSL a 6Mbps	239,4	100	6	-	239,4
Cámara OLYMPUS modelo X-845	114,24	100	1	60	1,904
Fungibles	82	100	-	-	82
				TOTAL	490,399

Tabla 28: Costes imputables al proyecto por los recursos materiales.

La columna del coste imputable en la *Tabla 28* es calculada mediante la *Ecuación 8*, a excepción de los casos de la Conexión de Internet y los Fungibles que son costes fijos que se incluyen en su totalidad.

$$C = \frac{A}{B} \cdot D \cdot E$$

Ecuación 8: Cálculo del coste imputable al proyecto por recurso material.



Donde C representa el coste aplicable al proyecto de cada recurso material (en €), A es el número de meses desde la fecha de facturación en que el equipo es utilizado, B es el periodo de depreciación (estimado en 60 meses), D es el coste del recurso material sin IVA (en €) y E es el porcentaje del uso que se dedica al proyecto (el 100% en todos los casos).

6.2 Recursos humanos

El PFC será dirigido por el tutor que hará las veces de Director de Proyecto. El proyectando será el encargado de la realización del proyecto. En la *Tabla 29* se muestra la estimación de los costes debidos a los recursos humanos.

CARGO	CATEGORÍA	DEDICACIÓN (HORAS/MES) h	MESES REQUERIDOS m	COSTE (€/HORAS MES) C_t	COSTE € C_h
Director de proyecto	Ingeniero Senior	2	6	32,682	392,184
Proyectando	Ingeniero	160	6	20,528	19.706,88
				TOTAL	20.099,064

Tabla 29: Costes imputables al proyecto por los recursos humanos.

Se supone que el Proyectando dedicará ocho horas diarias, durante los cinco días de la semana, por cuatro semanas que se supone en un mes. El Director de proyecto dedicará dos horas al mes al proyecto.

El cálculo del coste por cada recurso humano se calcula mediante la Ecuación 9.

$$C_h = h \cdot m \cdot C_t$$

Ecuación 9: Cálculo del coste imputable al proyecto por recurso humano.

C_h representa el coste total horario por persona, h el número de horas dedicadas por mes, m es el número de meses requeridos y C_t el coste por horas en un mes.

6.3 Costes totales

En la *Tabla 30* se muestra el coste total asociado a la realización del proyecto, que asciende a un valor de veintinueve mil ciento cincuenta y cuatro Euros con seiscientos setenta y nueve céntimos.

CONCEPTO		VALOR (€)
Recursos Materiales		490,399
Recursos Humanos		20.099,064
SUBTOTAL		20.589,463
Gastos generales (20% subtotal)		4.117,892
BASE IMPONIBLE		24.707,355
I.V.A. (18% base imponible)		4.447,324
TOTAL		29.154,679

Tabla 30: Coste total asociado al proyecto.



Capítulo 7: Conclusiones y trabajos futuros

7.1 Conclusiones

Se ha realizado un amplio estudio de la fisiología del cuerpo humano, para permitir abstraer el plano humano asimilándolo a aspectos meramente mecánicos. A partir de este punto, con sistemas de grabación y posteriormente de tratamiento de vídeos, se han obtenido los datos numéricos necesarios para la realización del estudio.

Los datos numéricos se han procesado hasta conseguir datos y gráficos que suponían datos de interés, representados de forma óptima. Gracias a dichas representaciones, se ha llegado a la conclusión de que en la mayoría de los sujetos la presencia de una carga adicional durante el proceso de la marcha provoca un ligero aumento del rango de movilidad de las articulaciones de la rodilla y la cadera. El grado de amplitud del movimiento respecto al porcentaje de la marcha se ve retrasado cuando el sujeto se encuentra en la condición bajo carga.

El patrón de movilidad de la cadera a lo largo de la marcha para los sujetos es similar, no así para la rodilla. Hay una mayor variación del rango de movilidad de la articulación de la rodilla entre sujetos, pudiendo deberse a que en ésta interviene en mayor medida la longitud de los segmentos pierna y muslo.

7.2 Trabajos futuros

En esta sección se presentan algunas propuestas para posibles trabajos futuros que amplíen el estudio de la marcha humana:

1. Realizar el mismo proyecto con sistemas más precisos. Como por ejemplo, empleando un programa de tratamiento de imágenes consecutivas más sofisticado. De esta forma, permitiría hacer un estudio más sensible.
2. Utilizar una plataforma dinamométrica para incluir un estudio de las presiones plantares según la fase de la marcha en la que se encuentra el sujeto.
3. Ampliar la cantidad de sujetos que intervienen en el estudio, así como hacerlo también para el sexo masculino. Ésta última ampliación permitiría ver las diferencias entre ambos sexos.
4. Emplear otros elementos externos que puedan modificar la marcha (como la carga en el presente proyecto), por ejemplo la utilización de tacones de varias alturas.





Capítulo 8: Bibliografía

8.1 Libros

[1] M. F. Lara Romero, M^a T. Angulo Carrere y L. F. Llanos Alcázar: “*Conceptos Básicos en Biomecánica*”, Biomecánica Vol. IV,7 pág. 110-116, 1996.

[2] A. I. Kapandji: “Fisiología articular Tomo 2: Miembro inferior”. Editorial Panamericana, Abril 2010.

8.2 Revistas

[3] M^a Teresa Angulo Carre y Ana Álvarez Méndez: “*Biomecánica del miembro inferior*”, Revista Reduca (Enfermería, Fisioterapia y Podología) Serie Biomecánica del Miembro Inferior. 1 (3): pág. 38-49, 2009 ISSN: 1989-5305 38.

[4] Christian Andrés Díaz, Andrés Torres, José Ignacio Ramírez, Luisa Fernández y Natalia Álvarez: “*Descripción de un dispositivo destinado al análisis de la marcha en dos dimensiones, CineMED*”, Revista EIA, ISSN 1794-1237 Número 5 pág. 85-92. Junio 2006.

[5] Adriana Villa Moreno, Eduardo Gutiérrez Gutiérrez y Juan Carlos Pérez Moreno: “*Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogametría, electromiografía y dinamometría*”, Revista Ingeniería Biomédica ISSN 1909-9762, volumen 2, número 3, pág. 16-26, enero-junio 2008.

[6] Susana Collado Vázquez: “*Plataformas dinanométricas. Aplicaciones*”, Revista de la Facultad de Ciencias de la Salud, Vol. 3, año 2005.

Junius André F. Balista, Maricor N. Soriano y Caesar A. Saloma: “*Compact time-independent pattern representation of entire human gait cycle for tracking of gait irregularities*”, Revista Journal Vol. 31, January 2010.

[7] Katherine A. Boyer, Gary S. Beaupre y Thomas P. Andriacchi: “*Gender differences exist in the hip joint moments of healthy older walkers*”, Revista Journal of Biomechanics Vol. 41, pág. 3360-3365, 2008.

[8] Christian J. Barton, Julia A. Coyle y Paul Tinley: “*The effect of heel lifts on trunk muscle activation during gait: A study of young healthy females*”, Revista Journal of electromyography and kinesiology Vol. 19(4), pág. 598-606, Agosto 2009.

[9] Scott C. Wearing, James E. Smeathers, Bede Yates, Stephen R. Urry y Philip Dubois: “*Bulk compressive properties of the heel fat pad during walking: A pilot investigation in plantar heel pain*”, Revista Clinical Biomechanics Vol. 24(4), pág. 397-402, Febrero 2009.

[10] P. Mahaudens, C. Detrembleur, M. Mousny y X. Banse: “*Gait in adolescent idiopathic scoliosis: energy cost analysis*”, Revista European spine journal Vol. 18(4), pág. 512-521, Abril 2009.

8.3 Páginas o documentos electrónicos en la red

- [11] http://es.wikipedia.org/wiki/Articulaci%C3%B3n_coxofemoral Última visita en Agosto 2010.
- [12] http://bvs.sld.cu/revistas/san/vol7_2_03/san13203.htm Última visita en Agosto 2010.
- [13] <http://canal-h.net/webs/sgonzalez002/Anatomia/ARTRODIL.htm> Última visita en Agosto 2010.
- [14] http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion/marcha_normal.pdf Última visita en Julio 2010.
- [15] <http://www.hab2001.sld.cu/arrepdf/00175.pdf> Última visita en Julio 2010.
- [16] http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lep/hernandez_s_f/capitulo3.pdf Última visita en Julio 2010.
- [17] <http://www.cea-ifac.es/actividades/jornadas/XXIX/pdf/240.pdf> Última visita en Julio 2010.
- [18] <http://viref.udea.edu.co/contenido/pdf/127-flexibilidad.pdf> Última visita en Julio 2010.

8.4 Tesis

- [19] Raúl Arellano Colomina: “Utilización y aplicación de programas informáticos para el análisis del movimiento deportivo. Programa A.T.D (Análisis de la Técnica Deportiva”, Facultad de las Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Granada.





Anexo 1: Características de la cámara fotográfica

En la *Tabla 31* aparecen las características de la cámara de fotos empleada para la grabación de los videos de los diferentes sujetos.

BRAND	OLYMPUS
MODEL	X-845
MEGAPIXEL	8
MAX. PICTURE RESOLUTION	3264x2448
MAX. RESOLUTION	8,5
SENSOR TYPE (“)	CCD
SENSOR SIZE	1/2,35
REAL SENSOR RESOLUTION	8.000.000
DIGITAL ZOOM	4
IMAGE STABILIZER	YES
MANUAL APERTURE PRIORITY	NO
MANUAL SHUTTER SPEED PRIORITY	NO
SPEED (SEC.)	4
MAX. SHUTTER SPEED (SEC.)	1/2000
AUDIO	SI
MAX. RESOLUTION (PIXEL)	640x480
MAX. FRAME PER SECOND	15 fps

Tabla 31: Características de la cámara fotográfica.





***Anexo 2: Tablas de
trayectorias de cadera, rodilla
y tobillo***

➤ Persona 1:

- Sin carga (ver *Tabla 32*).

	CADERA		RODILLA		TOBILLO	
	Xc	Yc	Xr	Yr	Xt	Yt
10	4.104	92.933	5.473	50.567	0	6.833
11	5.473	92.933	10.945	50.567	0	6.833
12	5.473	92.933	10.945	50.567	0	6.833
13	5.473	92.933	16.418	50.567	2.736	9.567
14	9.577	92.933	24.627	53.3	10.945	15.033
15	9.577	92.933	24.627	53.3	10.945	15.033
16	9.577	92.933	24.627	53.3	19.154	13.667
17	13.682	92.933	30.1	53.3	36.94	12.3
18	13.682	92.933	30.1	53.3	36.94	12.3
19	15.05	92.933	30.1	53.3	46.517	10.933
20	23.259	91.567	36.94	50.567	51.99	9.567
21	23.259	91.567	36.94	50.567	51.99	9.567
22	28.731	90.2	36.94	50.567	51.99	9.567
23	36.94	91.567	46.517	49.2	51.99	9.567
24	36.94	91.567	46.517	49.2	51.99	9.567
25	36.94	91.567	46.517	49.2	53.358	5.467
26	46.517	91.567	53.358	49.2	53.358	5.467
27	46.517	91.567	53.358	49.2	53.358	5.467
28	46.517	91.567	53.358	49.2	53.358	5.467
29	54.726	86.1	53.358	49.2	53.358	5.467
30	54.726	86.1	53.358	49.2	53.358	5.467
31	57.463	90.2	58.831	46.467	53.358	5.467
32	65.672	88.833	58.831	46.467	53.358	5.467
33	65.672	88.833	58.831	46.467	53.358	5.467
34	68.408	87.467	64.303	43.733	53.358	5.467
35	76.617	86.1	69.776	45.1	56.095	8.2
36	76.617	86.1	69.776	45.1	56.095	8.2
37	80.721	88.833	75.249	46.467	56.095	8.2
38	80.721	88.833	84.826	46.467	58.831	12.3
39	91.667	88.833	84.826	46.467	58.831	12.3
40	91.667	88.833	84.826	46.467	64.304	15.033
41	101.245	87.467	93.035	46.467	75.249	19.133
42	101.245	87.467	93.035	46.467	75.249	19.133
43	101.245	87.467	110.821	49.2	83.458	20.5
44	109.453	90.2	117.662	51.933	110.821	13.667
45	109.453	90.2	117.662	51.933	110.821	13.667
46	109.453	90.2	117.662	51.933	121.767	12.3
47	120.398	90.2	140.607	51.933	149.13	10.933
48	120.398	90.2	140.607	51.933	149.13	10.933
49	120.398	90.2	140.607	51.933	155.97	9.567
50	131.343	86.1	142.448	51.933	155.97	9.567
51	131.343	86.1	142.448	51.933	155.97	9.567
52	131.343	86.1	145.448	51.933	160.075	6.833
53	146.393	90.2	155.657	47.833	160.075	6.833
54	146.393	90.2	155.657	47.833	160.075	6.833
55	150.498	88.833	157.657	47.833	160.075	6.833
56	158.707	90.2	159.602	49.2	160.075	6.833
57	158.707	90.2	159.602	49.2	160.075	6.833
58	158.707	90.2	159.602	49.2	160.075	6.833
59	165.547	88.833	165.547	47.833	160.075	6.833
60	165.547	88.833	165.547	47.833	160.075	6.833
61	165.547	88.833	165.547	47.833	160.075	6.833

Tabla 32: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 1 sin carga.

o Con carga (ver *Tabla 33*).

	CADERA		RODILLA		TOBILLO	
	Xc	Yc	Xr	Yr	Xt	Yt
6	6.807	90.2	5.446	47,87,833	0	4.1
7	6.807	90.2	5.446	47,87,834	0	4.1
8	6.807	90.2	16.337	49.2	1.361	8.2
9	6.807	90.2	16.337	49.2	1.361	8.2
10	9.53	90.2	23.144	50.567	4.084	12.3
11	12.252	90.2	29.951	51.933	14.975	19.133
12	12.252	90.2	29.951	51.933	14.975	19.133
13	12.252	90.2	29.951	51.933	24.505	17.767
14	19.059	88.833	34.035	50.567	43.564	10.933
15	19.059	88.833	34.035	50.567	43.564	10.933
16	19.059	88.833	34.035	50.567	50.371	9.567
17	29.95	87.467	42.203	47.833	53.094	6.833
18	29.95	87.467	42.203	47.833	53.094	6.833
19	35.396	88.833	42.203	47.833	53.094	6.833
20	43.564	90.2	50.372	49.2	53.094	6.833
21	43.564	90.2	50.372	49.2	53.094	6.833
22	47.648	90.2	50.372	49.2	53.094	6.833
23	53.094	90.2	55.817	47.833	53.094	6.833
24	53.094	90.2	55.817	47.833	53.094	6.833
25	57.178	90.2	55.817	47.833	53.094	6.833
26	63.985	88.833	61.262	49.2	53.094	6.833
27	63.985	88.833	61.262	49.2	53.094	6.833
28	69.431	91.567	61.262	49.2	53.094	6.833
29	77.599	88.833	70.792	47.833	55.817	9.567
30	77.599	88.833	70.792	47.833	55.817	9.567
31	77.599	88.833	70.792	47.833	55.817	9.567
32	89.852	90.2	85.767	50.567	61.262	15.033
33	89.852	90.2	85.767	50.567	61.262	15.033
34	95.297	91.567	95.297	50.567	65.346	20.5
35	103.465	91.567	112.995	53.3	80.322	25.967
36	103.465	91.567	112.995	53.3	80.322	25.967
37	107.55	91.567	122.525	54.667	96.658	24.6
38	114.356	91.567	132.054	53.3	122.525	17.767
39	114.356	91.567	132.054	53.3	122.525	17.767
40	114.356	91.567	132.054	53.3	138.831	13.667
41	129.332	90.2	140.223	50.567	153.867	12.3
42	129.332	90.2	140.223	50.567	153.867	12.3
43	136.139	91.567	140.223	50.567	153.867	12.3
44	144.307	92.933	149.752	51.933	153.867	12.3
45	144.307	92.933	149.752	51.933	153.867	12.3
46	149.753	94.3	149.752	51.933	153.867	12.3
47	156.559	92.933	156.559	51.933	153.867	12.3
48	156.559	92.933	156.559	51.933	153.867	12.3
49	156.559	92.933	156.559	51.933	153.867	12.3

Tabla 33: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 1 con carga.

➤ Persona 2:

- Sin carga (ver *Tabla 34*).

	CADERA		RODILLA		TOBILLO	
	Xc	Yc	Xr	Yr	Xt	Yt
25	7.783	95.667	3.892	47.833	0	8.2
26	10.377	98.4	7.783	49.2	5.189	9.567
27	10.377	98.4	7.783	49.2	5.189	9.567
28	10.377	98.4	11.675	49.2	12.972	9.567
29	10.377	98.4	18.16	51.933	27.241	12.3
30	10.377	98.4	18.16	51.933	27.241	12.3
31	10.377	98.4	22.052	51.933	33.723	10.933
32	16.863	97.033	29.943	50.567	42.807	12.3
33	16.863	97.033	29.943	50.567	42.807	12.3
34	16.863	97.033	29.943	50.567	42.807	12.3
35	27.246	95.667	37.726	47.833	46.698	9.567
36	27.246	95.667	37.726	47.833	46.698	9.567
37	31.132	95.667	39.915	47.833	46.698	9.567
38	41.51	97.033	45.401	47.833	46.698	9.567
39	41.51	97.033	45.401	47.833	46.698	9.567
40	45.401	95.667	45.401	47.833	46.698	9.567
41	51.887	95.667	50.59	45.1	46.698	9.567
42	51.887	95.667	50.59	45.1	46.698	9.567
43	51.887	95.667	50.59	45.1	46.698	9.567
44	60.967	92.933	54.481	46.467	46.698	9.567
45	60.967	92.933	54.481	46.467	46.698	9.567
46	64.859	92.933	54.481	46.467	46.698	9.567
47	72.642	92.933	60.967	46.467	46.698	9.567
48	72.642	92.933	60.967	46.467	49.292	12.3
49	77.832	94.3	66.156	47.833	49.292	12.3
50	89.505	95.667	79.127	47.833	58.373	16.4
51	89.505	95.667	79.127	47.833	58.373	16.4
52	95.991	97.033	88.208	50.567	62.264	20.5
53	105.0708	98.4	101.179	49.2	75.236	21.867
54	105.0708	98.4	101.179	49.2	75.236	21.867
55	105.0708	98.4	110.26	51.933	86.91	20.5
56	114.16	98.4	120.637	50.567	112.854	15.033
57	114.16	98.4	120.637	50.567	112.854	15.033
58	114.16	98.4	124.528	51.933	128.42	12.3
59	123.231	97.033	138.608	50.567	149.175	15.033
60	123.231	97.033	138.608	50.567	149.175	15.033
61	128.42	95.667	144.094	49.2	156.958	13.667
62	138.797	97.033	149.58	46.467	156.958	13.667
63	138.797	97.033	149.58	46.467	156.958	13.667
64	146.52	98.4	151.769	50.567	156.958	13.667
65	155.66	97.033	158.255	49.2	156.958	13.667
66	155.66	97.033	158.255	49.2	156.958	13.667
67	159.552	98.4	158.255	49.2	156.958	13.667
68	166.038	97.033	164.741	50.567	160.849	13.667
69	166.038	97.033	164.741	50.567	160.849	13.667
70	168.632	98.4	164.741	50.567	160.849	13.667

Tabla 34: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 2 sin carga.

o Con carga (ver *Tabla 35*).

	CADERA		RODILLA		TOBILLO	
	Xc	Yc	Xr	Yr	Xt	Yt
41	6.614	94.275	5.572	60.114	4.544	30.48
42	6.614	94.275	5.572	60.114	4.544	30.48
43	6.614	94.275	5.572	60.114	4.544	30.48
44	9.783	97.275	8.324	61.248	4.544	30.48
45	9.783	97.275	8.324	61.248	4.544	30.48
46	9.783	97.275	18.672	62.579	20.433	33.042
47	9.783	97.275	18.672	62.579	25.046	33.504
48	9.783	97.275	18.672	62.579	25.046	33.504
49	11.759	96.647	23.672	62.579	33.196	33.504
50	15.973	96.647	27.831	62.579	39.673	31.67
51	15.973	96.647	27.831	62.579	39.673	31.67
52	15.973	96.647	27.831	62.579	39.673	31.67
53	22.654	94.576	33.057	59.314	42.064	33.633
54	22.654	94.576	34.057	59.314	42.064	33.633
55	26.813	95.015	35.502	61.039	42.064	33.633
56	33.524	94.582	38.503	59.314	42.064	33.633
57	33.524	94.582	38.503	59.314	42.064	33.633
58	33.524	94.582	38.503	59.314	42.064	33.633
59	41.379	95.347	43.233	59.314	42.064	33.633
60	41.379	95.347	43.233	59.314	42.064	33.633
61	41.379	95.347	43.233	59.314	42.064	33.633
62	50.697	93.242	49.284	59.314	42.064	33.633
63	50.697	93.242	49.284	59.314	42.064	33.633
64	54.783	93.977	49.284	59.314	42.064	33.633
65	61.48	93.977	55.054	59.314	49.622	40.588
66	61.48	93.977	57.054	59.314	49.622	40.588
67	72.674	94.477	59.076	60.282	49.622	40.588
68	75.442	95.477	72.194	63.917	57.937	42.083
69	75.442	95.477	72.194	63.917	57.937	42.083
70	86.917	97.001	83.064	62.973	77.083	40.142
71	91.824	96.833	98.483	65.286	77.083	40.142
72	91.824	96.833	98.483	65.286	77.083	40.142
73	97.534	94.247	98.483	65.286	92.362	35.804
74	102.918	94.247	111.297	62.353	116.083	35.804
75	102.918	94.247	111.297	62.353	116.083	35.804
76	102.918	94.247	117.596	59.311	124.093	34.539
77	112.583	95.492	119.346	60.3	124.093	34.539
78	112.583	95.492	119.346	60.3	124.093	34.539
79	118.672	95.586	125.153	62.353	126.344	33.67
80	126.769	96.846	127.836	60.322	126.344	33.67
81	126.769	96.846	127.836	60.322	126.344	33.67

Tabla 35: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 2 con carga.

➤ Persona 3:

- Sin carga (ver *Tabla 36*)

	CADERA		RODILLA		TOBILLO	
	Xc	Yc	Xr	Yr	Xt	Yt
20	5.093	82	3.819	36.444	0	6.508
21	5.093	82	3.819	36.444	0	6.508
22	5.093	82	6.366	37.746	0	6.508
23	5.093	82	17.824	37.746	5.093	10.413
24	7.639	80.698	17.824	37.746	5.093	10.413
25	7.639	80.698	21.644	37.746	15.278	9.111
26	7.639	80.698	26.736	39.048	30.556	9.111
27	7.639	80.698	26.736	39.048	30.556	9.111
28	12.731	80.698	26.736	39.048	38.194	6.508
29	21.643	78.095	34.375	35.143	44.56	6.508
30	21.643	78.095	34.375	35.143	44.56	6.508
31	26.736	80.698	34.375	35.143	44.56	6.508
32	35.648	78.095	43.287	37.746	44.56	6.508
33	35.648	78.095	43.287	37.746	44.56	6.508
34	39.468	79.397	43.287	37.746	44.56	6.508
35	44.56	80.698	47.106	35.143	44.56	6.508
36	44.56	80.698	47.106	35.143	44.56	6.508
37	49.653	79.397	47.106	35.143	44.56	6.508
38	62.384	79.095	52.199	36.444	47.106	9.111
39	62.384	79.095	52.199	36.444	47.106	9.111
40	62.384	79.095	52.199	36.444	47.106	9.111
41	77.662	76.794	68.75	39.048	50.926	11.714
42	77.662	76.794	68.75	39.048	50.926	11.714
43	84.028	79.397	80.208	41.651	54.745	14.317
44	91.667	80.698	101.852	44.253	71.293	18.222
45	91.667	80.698	101.852	44.253	71.293	18.222
46	98.032	80.698	108.218	42.952	82.755	16.921
47	106.944	83.302	122.222	42.952	123.495	13.016
48	106.944	83.302	122.222	42.952	123.495	13.016
49	113.31	79.397	129.861	40.349	138.773	10.413
50	123.495	79.397	140.773	39.048	152.778	10.413
51	123.495	79.397	140.773	39.048	152.778	10.413
52	132.407	82	145.139	39.048	152.778	10.413
53	143.866	82	151.505	40.349	152.778	10.413
54	143.866	82	151.505	40.349	152.778	10.413
55	150.231	83.302	151.505	40.349	152.778	10.413
56	160.417	82	159.144	39.048	155.324	9.111

Tabla 36: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 3 sin carga.

- o Con carga (ver *Tabla 37*).

	CADERA		RODILLA		TOBILLO	
	Xc	Yc	Xr	Yr	Xt	Yt
15	10.377	82	6.486	38.355	0	7.935
16	10.377	82	6.486	38.355	0	7.935
17	12.971	82	14.269	38.355	0	7.935
18	12.971	82	14.269	38.355	0	7.935
19	12.971	82	20.755	39.677	3.892	11.903
20	16.863	83.323	32.429	41	22.052	11.903
21	16.863	83.323	35.024	41	22.052	11.903
22	16.863	83.323	35.024	41	33.726	9.258
23	22.052	82	40.212	39.677	47.995	9.258
24	22.052	82	40.212	39.677	47.995	9.258
25	27.241	80.677	40.212	39.677	47.995	9.258
26	37.618	79.355	47.995	37.032	53.184	6.613
27	37.618	79.355	47.995	37.032	53.184	6.613
28	41.509	82	51.887	38.355	53.184	6.613
29	50.59	82	57.075	38.355	53.184	6.613
30	50.59	82	57.075	38.355	53.184	6.613
31	55.778	82	57.075	38.355	53.184	6.613
32	62.264	80.677	62.264	37.032	53.184	6.613
33	62.264	80.677	62.264	37.032	58.373	7.935
34	67.453	79.355	62.264	37.032	58.373	7.935
35	79.127	79.355	70.156	38.355	58.373	7.935
36	79.127	79.355	70.156	38.355	58.373	7.935
37	85.613	80.677	72.642	39.677	59.67	13.226
38	94.693	82	90.802	43.645	64.858	17.193
39	94.693	82	90.802	43.645	64.858	17.193
40	99.882	82	120.476	44.968	72.642	21.161
41	106.368	84.645	121.934	42.323	99.882	15.871
42	106.368	84.645	121.934	42.323	99.882	15.871
43	111.557	83.323	129.717	41	119.34	13.226
44	119.34	82	136.203	39.677	149.175	11.903
45	119.34	82	139.203	39.677	149.175	11.903
46	125.825	79.355	141.203	39.677	149.175	11.903
47	138.797	82	149.877	38.355	153.066	7.935
48	138.797	82	149.877	38.355	153.066	7.935
49	143.956	83.323	149.877	38.355	153.066	7.935
50	151.769	83.323	154.363	39.677	153.066	7.935
51	151.769	83.323	154.363	39.677	153.066	7.935
52	155.66	83.323	154.363	39.677	153.066	7.935

Tabla 37: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 3 con carga.

➤ Persona 4:

- Sin carga (ver *Tabla 38*).

	CADERA		RODILLA		TOBILLO	
	Xc	Yc	Xr	Yr	Xt	Yt
21	3.819	92.754	2.546	48.393	0	6.721
22	3.819	92.754	2.546	48.393	0	6.721
23	5.093	94.098	8.912	47.049	0	6.721
24	5.093	94.098	8.912	47.049	0	6.721
25	5.093	94.098	8.912	47.049	0	6.721
26	10.185	95.443	20.37	51.082	7.639	10.754
27	10.185	95.443	20.37	51.082	7.639	10.754
28	10.185	95.443	20.37	51.082	20.37	9.41
29	17.824	94.098	33.009	48.393	38.194	8.066
30	17.824	94.098	33.009	48.393	38.194	8.066
31	21.644	94.098	33.009	48.393	44.56	8.066
32	33.102	94.098	44.194	45.705	52.199	6.721
33	33.102	94.098	44.194	45.705	52.199	6.721
34	33.102	94.098	45.833	47.049	52.199	6.721
35	45.833	94.098	50.926	45.705	52.199	6.721
36	45.833	94.098	50.926	45.705	52.199	6.721
37	49.653	95.443	50.926	45.705	52.199	6.721
38	58.565	94.098	57.292	47.049	52.199	6.721
39	58.565	94.098	57.292	47.049	52.199	6.721
40	63.657	94.098	57.292	47.049	52.199	6.721
41	72.569	91.41	63.657	44.361	52.199	6.721
42	72.569	91.41	63.657	44.361	52.199	6.721
43	78.935	91.41	67.477	47.049	53.472	8.0656
44	91.667	94.098	85.301	48.393	57.292	12.098
45	91.667	94.098	85.301	48.393	57.292	12.098
46	99.306	92.754	96.759	51.082	63.657	18.82
47	106.944	94.098	122.222	53.77	86.574	25.541
48	106.944	94.098	122.222	53.77	86.574	25.541
49	114.583	95.443	128.588	52.426	103.125	21.508
50	123.495	94.098	136.227	49.734	141.319	10.754
51	123.495	94.098	136.227	49.734	141.319	10.754
52	128.588	95.443	141.319	48.393	155.324	10.754
53	142.593	94.098	155.505	47.049	164.236	9.41
54	142.593	94.098	155.505	47.049	164.236	9.41
55	148.958	96.787	159.144	49.738	164.236	9.41
56	159.144	95.443	164.236	51.082	164.236	9.41
57	159.144	95.443	164.236	51.082	164.236	9.41
58	159.144	95.443	164.236	51.082	164.236	9.41
59	162.602	98.131	164.236	51.082	164.236	9.41

Tabla 38: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 4 sin carga.

o Con carga (ver *Tabla 39*).

	CADERA		RODILLA		TOBILLO	
	Xc	Yc	Xr	Yr	Xt	Yt
36	6.517	97.552	3.254	49.483	0	7.069
37	6.517	97.552	3.254	49.483	0	7.069
38	10.427	98.966	7.82	50.897	0	7.069
39	10.427	98.966	7.82	50.897	0	7.069
40	10.427	98.966	15.64	49.483	0	7.069
41	15.64	96.138	26.066	52.31	7.82	11.31
42	15.64	96.138	26.066	52.31	7.82	11.31
43	15.64	96.138	26.066	52.31	18.246	11.31
44	20.853	97.552	32.523	50.897	36.493	7.069
45	20.853	97.552	32.523	50.897	36.493	7.069
46	20.853	97.552	32.523	50.897	44.313	7.069
47	31.28	97.552	43.009	49.483	44.313	7.069
48	31.28	97.552	43.009	49.483	44.313	7.069
49	36.493	97.552	43.009	49.483	48.223	7.069
50	43.01	97.552	43.009	49.483	48.223	7.069
51	43.01	97.552	48.223	46.655	48.223	7.069
52	46.919	98.966	48.223	46.655	48.223	7.069
53	53.436	97.552	48.223	46.655	48.223	7.069
54	53.436	97.552	48.223	46.655	48.223	7.069
55	59.953	96.138	53.436	48.069	48.223	7.069
56	67.773	97.552	58.649	46.655	48.223	7.069
57	67.773	97.552	58.649	46.655	48.223	7.069
58	74.289	94.724	58.649	46.655	48.223	7.069
59	86.019	96.138	76.896	50.897	50.829	11.31
60	86.019	96.138	76.896	50.897	50.829	11.31
61	92.536	96.138	91.232	52.31	56.043	16.966
62	99.052	94.724	114.69	55.138	76.896	25.448
63	99.052	94.724	114.69	55.138	76.896	25.448
64	105.569	98.966	123.815	56.552	93.839	22.621
65	114.692	96.138	138.938	53.724	134.242	12.724
66	114.692	96.138	138.938	53.724	134.242	12.724
67	121.209	98.966	138.938	53.724	147.275	11.31
68	132.938	96.138	147.275	49.483	156.398	8.483
69	132.938	96.138	147.275	49.483	156.398	8.483
70	140.758	98.966	151.185	50.897	156.398	8.483
71	152.488	101.793	157.701	52.31	156.398	8.483
72	152.488	101.793	157.701	52.31	156.398	8.483
73	152.488	101.793	157.701	52.31	156.398	8.483

Tabla 39: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 4 con carga.

➤ Persona 5:

- Sin carga (ver *Tabla 40*).

	CADERA		RODILLA		TOBILLO	
	Xc	Yc	Xr	Yr	Xt	Yt
21	6.807	79.311	5.723	38.984	0	5.377
22	6.807	79.311	5.723	38.984	0	5.377
23	6.807	79.311	5.723	38.984	0	5.377
24	6.807	79.311	5.723	38.984	0	5.377
25	9.56	79.311	5.723	38.984	0	5.377
26	13.613	77.967	10.891	40.328	0	5.377
27	13.613	77.967	10.891	40.328	0	5.377
28	13.613	77.967	10.891	40.328	1.361	8.066
29	13.613	77.967	20.421	41.672	8.168	10.754
30	13.613	77.967	20.421	41.672	17.698	9.41
31	16.337	82	20.421	41.672	17.698	9.41
32	16.337	82	32.228	40.328	36.757	6.721
33	16.337	82	32.228	40.328	36.757	6.721
34	21.782	79.311	32.228	40.328	36.757	6.721
35	29.951	77.967	39.396	38.984	43.564	5.377
36	29.951	77.967	39.396	38.984	43.564	5.377
37	29.951	77.967	39.396	38.984	43.564	5.377
38	42.203	79.311	45.203	38.984	43.564	5.377
39	42.203	79.311	45.203	38.984	43.564	5.377
40	42.203	79.311	45.203	38.984	43.564	5.377
41	49.01	76.623	50.649	37.639	43.564	5.377
42	49.01	76.623	50.649	37.639	43.564	5.377
43	49.01	76.623	50.649	37.639	43.564	5.377
44	58.54	75.279	50.649	37.639	43.564	5.377
45	58.54	75.279	50.649	37.639	43.564	5.377
46	58.54	75.279	54.455	36.295	43.564	5.377
47	58.54	75.279	54.455	36.295	43.564	5.377
48	66.708	75.279	59.901	38.984	43.564	5.377
49	73.515	76.623	66.708	40.328	47.649	13.443
50	85.767	79.311	85.767	44.361	55.817	16.131
51	85.767	79.311	85.767	44.361	55.817	16.131
52	91.213	80.656	96.658	47.049	65.347	17.475
53	99.382	82	108.911	47.049	88.49	14.787
54	99.382	82	108.911	47.049	88.49	14.787
55	99.382	82	114.356	44.361	106.188	10.754
56	111.634	80.656	129.163	40.328	133.416	10.754
57	111.634	80.656	129.163	40.328	133.416	10.754
58	117.079	79.311	129.163	43.016	133.416	10.754
59	130.693	80.656	138.777	40.328	140.223	8.066
60	130.693	80.656	138.777	40.328	140.223	8.066
61	130.693	80.656	138.777	40.328	140.223	8.066
62	142.946	80.656	145.584	41.672	140.223	8.066
63	142.946	80.656	145.584	41.672	140.223	8.066
64	147.03	79.311	145.584	41.672	140.223	8.066

Tabla 40: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 5 sin carga.

o Con carga (ver *Tabla 41*).

	CADERA		RODILLA		TOBILLO	
	Xc	Yc	Xr	Yr	Xt	Yt
37	9.625	80.656	4.125	41.672	0	8.066
38	9.625	80.656	4.125	41.672	0	8.066
39	9.625	80.656	4.125	41.672	0	8.066
40	9.625	80.656	4.125	41.672	0	8.066
41	13.75	80.656	12.375	43.016	0	8.066
42	13.75	80.656	12.375	43.016	0	8.066
43	13.75	80.656	17.875	41.672	4.125	12.098
44	13.75	80.656	24.75	44.361	13.75	12.098
45	13.75	80.656	24.75	44.361	13.75	12.098
46	19.25	82	24.75	44.361	27.5	9.41
47	19.25	82	38	41.672	44	8.066
48	19.25	82	38	41.672	44	8.066
49	27.5	79.311	38	41.672	44	8.066
50	34.357	80.656	46.25	40.328	46.75	6.721
51	34.357	80.656	46.25	40.328	46.75	6.721
52	34.357	80.656	46.25	40.328	46.75	6.721
53	46.75	80.656	46.25	40.328	46.75	6.721
54	46.75	80.656	51.75	43.016	46.75	6.721
55	46.75	80.656	51.75	43.016	46.75	6.721
56	53.625	79.311	51.75	43.016	46.75	6.721
57	53.625	79.311	51.75	43.016	46.75	6.721
58	53.625	79.311	51.75	43.016	46.75	6.721
59	64.625	77.967	62.375	40.328	46.75	6.721
60	64.625	77.967	62.375	40.328	46.75	6.721
61	71.5	77.967	62.375	40.328	48.125	9.41
62	81.125	80.656	62.375	40.328	52.25	14.787
63	81.125	80.656	75.625	43.016	52.25	14.787
64	86.625	80.656	82.5	47.049	52.25	14.787
65	94.875	82	103.125	51.082	72.875	20.164
66	94.875	82	103.125	51.082	72.875	20.164
67	100.375	83.344	111.375	48.393	88	20.164
68	108.625	80.656	121	45.705	127.875	10.754
69	108.625	80.656	121	45.705	127.875	10.754
70	112.75	82	130.125	43.016	137.5	10.754
71	126.5	80.656	139.375	43.016	143	10.754
72	126.5	80.656	139.375	43.016	143	10.754
73	133.375	83.344	139.375	43.016	143	10.754
74	143	82	143	44.361	143	10.754
75	143	82	143	44.361	143	10.754
76	147.125	83.344	148	44.361	143	10.754

Tabla 41: Coordenadas de las trayectorias de la cadera, rodilla y tobillo para la persona 5 con carga.

