



**UNIVERSIDAD METROPOLITANA DE CIENCIAS DE LA EDUCACIÓN.  
FACULTAD DE ARTES Y EDUCACIÓN FÍSICA.  
DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA.**

**EVALUACIÓN DE LOS PARÁMETROS ESPACIOTEMORALES  
DE LA MARCHA EN MUJERES CON ARTROSIS  
DE RODILLA.**

TESIS PARA OPTAR AL GRADO DE  
DOCTOR EN CIENCIAS DE LA MOTRICIDAD HUMANA.

AUTOR: JAMES CARLOS SEPÚLVEDA SALAZAR.

PROFESOR GUÍA: ESTEBAN ARIEL AEDO MUÑOZ.

SANTIAGO DE CHILE, MARZO DE 2019.



**UNIVERSIDAD METROPOLITANA DE CIENCIAS DE LA EDUCACIÓN.  
VICERRECTORIA ACADÉMICA  
DIRECCIÓN DE POSTGRADO  
FACULTAD DE ARTES Y EDUCACIÓN FÍSICA.  
DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA DEPORTES Y RECREACIÓN  
DOCTORADO EN CIENCIAS DE LA MOTICIDAD HUMANA**

**EVALUACIÓN DE LOS PARÁMETROS ESPACIOTEMPORALES  
DE LA MARCHA EN MUJERES CON ARTROSIS  
DE RODILLA.**

TESIS PARA OPTAR AL GRADO DE  
DOCTOR EN CIENCIAS DE LA MOTRICIDAD HUMANA.

AUTOR: JAMES CARLOS SEPÚLVEDA SALAZAR.

PROFESOR GUÍA: ESTEBAN ARIEL AEDO MUÑOZ.

SANTIAGO DE CHILE, MARZO DE 2019.

Autorizado para

**Sibumce Digital.**

## **Autorización.**

2019, James Carlos Sepúlveda Salazar.

Se autoriza la reproducción total o parcial de este material, con fines académicos por cualquier medio o procedimiento, siempre que se haga referencia bibliográfica que acredite el presente trabajo y su autor (ver anexo N°18).

Dedico este trabajo a mi familia, por su constante apoyo, comprensión y cariño durante esta ardua labor.

## **Agradecimientos.**

A mi tutor Dr. Esteban Aedo, por su permanente apoyo y guía en el desarrollo de este trabajo.

A todos los Médicos, Kinesiólogos y autoridades de los diferentes centros de salud, por su valiosa colaboración en el desarrollo de esta investigación.

Al profesor Manuel Lobos y a Jaime Verdugo por sus permanentes aportes y asesorías en el desarrollo del estudio.

Finalmente, a todos los usuarios de los diferentes centros de salud, que sin su participación no se podría haber realizado este trabajo.

James Carlos Sepúlveda Salazar.

## TABLA DE CONTENIDOS.

<b>1</b>	<b>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....</b>	<b>4</b>
<b>2</b>	<b>OBJETIVOS Y JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN.....</b>	<b>10</b>
<b>2.1</b>	<b>Pregunta de investigación. ....</b>	<b>10</b>
<b>2.2</b>	<b>Objetivos.....</b>	<b>10</b>
2.2.1	Objetivo general. ....	10
2.2.2	Objetivos específicos.....	10
<b>2.3</b>	<b>Hipótesis de trabajo.....</b>	<b>11</b>
<b>2.4</b>	<b>Justificación.....</b>	<b>14</b>
<b>2.5</b>	<b>Aspectos éticos de la investigación. ....</b>	<b>17</b>
<b>3</b>	<b>MARCO TEÓRICO.....</b>	<b>19</b>
<b>3.1</b>	<b>Artrosis. ....</b>	<b>19</b>
3.1.1	Definición. ....	19
3.1.2	Etiopatogenia de la artrosis. ....	19
3.1.3	Epidemiología de la artrosis. ....	20
3.1.3.1	Incidencia.....	20
3.1.3.2	Prevalencia.....	20
3.1.3.3	Factores de riesgo de artrosis. ....	21
3.1.3.3.1	Factores de riesgo principales.....	21
3.1.3.3.2	Factores de riesgo de carga biomecánica anormal. ....	22
3.1.4	Impacto de la artrosis en la APS.....	24
3.1.5	Diagnóstico de la artrosis de rodilla. ....	24
3.1.6	Evaluación clínica de la artrosis de rodilla. ....	25
3.1.7	Evaluación del dolor.....	26
3.1.8	Evaluación de la funcionalidad.....	27
3.1.9	Evaluación radiológica de la artrosis de rodilla.....	27
3.1.10	Tratamiento de la artrosis de rodilla. ....	30
3.1.10.1	Tratamiento farmacológico.....	31

3.1.10.2	Tratamiento no farmacológico.....	31
	Tratamiento quirúrgico. ....	32
3.1.10.3	.....	32
<b>3.2</b>	<b>Clasificación Internacional del Funcionamiento, Discapacidad y Salud (CIF).</b>	
	<b>32</b>	
3.2.1	Estructura de la CIF.....	33
3.2.1.1	Funcionamiento y discapacidad.....	33
3.2.1.2	Factores contextuales.....	34
<b>3.3</b>	<b>La marcha humana. ....</b>	<b>35</b>
3.3.1	Definición. ....	35
3.3.2	Evolución filogenética de la marcha. ....	36
3.3.3	Evolución ontogenética de la marcha.....	37
3.3.3.1	Marcha en la infancia. ....	37
3.3.3.2	Marcha en la adolescencia.....	38
3.3.3.3	Marcha en el adulto. ....	38
3.3.3.4	Marcha en la vejez.....	39
3.3.4	Breve historia del estudio de la marcha.....	40
3.3.5	Factores influyentes en la marcha humana.....	42
3.3.5.1	Factores intrínsecos. ....	42
3.3.5.1.1	Género. ....	42
3.3.5.1.2	Edad.....	43
3.3.5.1.3	Peso.....	43
3.3.5.1.4	Estatura. ....	44
3.3.5.2	Factores extrínsecos.....	45
3.3.5.2.1	Suelo. ....	45
3.3.5.2.2	Calzado. ....	45
3.3.6	El ciclo de la marcha o de zancada.....	46
3.3.6.1	Período de apoyo monopodal. ....	47
3.3.6.2	Tiempo de apoyo bipodal. ....	47
3.3.6.3	Longitud de paso. ....	47
3.3.6.4	Tiempo de paso.....	48

3.3.6.5	Ancho de paso. ....	48
3.3.6.6	Ángulo de paso. ....	48
3.3.6.7	Fase de oscilación. ....	49
3.3.6.8	Cadencia. ....	49
3.3.6.9	Longitud de zancada. ....	51
3.3.6.10	Tiempo de zancada. ....	52
3.3.6.11	Velocidad de marcha. ....	53
3.3.7	Parámetros espaciotemporales de la marcha. ....	55
3.3.8	Subdivisión del ciclo de la marcha. ....	57
3.3.8.1	Subdivisión de la fase de apoyo. ....	58
3.3.8.1.1	Fase de contacto inicial. ....	58
3.3.8.1.2	Fase inicial del apoyo. ....	59
3.3.8.1.3	Fase media del apoyo. ....	60
3.3.8.1.4	Fase final del apoyo. ....	61
3.3.8.1.5	Fase previa a la oscilación. ....	62
3.3.8.2	Subdivisión de la fase de oscilación. ....	63
3.3.8.2.1	Fase inicial de oscilación. ....	63
3.3.8.2.2	Fase media de la oscilación. ....	64
3.3.8.2.3	Fase final de la oscilación. ....	65
3.3.9	Mecanismos de optimización de la marcha. ....	67
3.3.9.1	Determinantes de la marcha. ....	69
3.3.10	Relación entre la artrosis de rodilla y los PETM. ....	72
3.3.11	Evaluación de la marcha humana. ....	75
3.3.11.1	Sistemas de evaluación de la marcha humana. ....	76
	Video fotogrametría. ....	76
3.3.11.1.1	.....	76
3.3.11.1.2	Sensores inerciales. ....	77
<b>4</b>	<b>MARCO METODOLÓGICO. ....</b>	<b>83</b>
<b>4.1</b>	<b>Diseño de investigación. ....</b>	<b>83</b>
<b>4.2</b>	<b>Universo de estudio. ....</b>	<b>84</b>

<b>4.3</b>	<b>Población de estudio.</b>	<b>84</b>
<b>4.4</b>	<b>Muestra de estudio.</b>	<b>84</b>
<b>4.5</b>	<b>Criterios de selección de la muestra de estudio</b>	<b>85</b>
4.5.1.1	Criterios de inclusión.....	85
4.5.1.2	Criterios de exclusión.....	86
4.5.1.3	Variables de estudio.....	86
<b>4.6</b>	<b>Aspectos administrativos de la investigación.</b>	<b>87</b>
4.6.1.1	Cronograma de actividades.....	87
4.6.1.2	Instrumentos y materiales utilizados en la investigación.....	88
4.6.1.3	Etapas del proceso de recolección de datos.....	89
4.6.1.3.1	Etaapa administrativa.....	89
4.6.1.3.2	Etaapa de recolección de antecedentes.....	92
4.6.1.3.3	Etaapa de registro.....	94
<b>4.7</b>	<b>Plan de análisis estadístico.</b>	<b>96</b>
4.7.1	Matriz de datos.....	96
4.7.2	Análisis estadísticos.....	96
4.7.2.1	Análisis descriptivo.....	97
4.7.2.2	Análisis inferencial.....	97
4.7.2.2.1	Normalidad.....	97
4.7.2.2.2	Intervalo de confianza.....	97
4.7.2.2.3	Confiabilidad.....	97
4.7.2.2.4	Varianza.....	98
4.7.2.2.5	Correlaciones.....	98
4.7.2.2.6	Conglomerados.....	99
<b>5</b>	<b><i>PRESENTACIÓN DE RESULTADOS.</i></b>	<b>102</b>
<b>5.1</b>	<b>Matriz de datos.</b>	<b>102</b>
<b>5.2</b>	<b>Análisis estadístico descriptivo.</b>	<b>102</b>
5.2.1	Distribución de muestra de estudio.....	102
5.2.1.1	Variables antropométricas.....	103

5.2.2	Variables socioeconómicas.....	104
5.2.3	Manifestaciones de la OA.....	104
5.2.3.1	Calificador de la CIF. ....	104
5.2.3.2	Escala de Kellgren & Lawrence. ....	105
	Parámetros espaciotemporales de la marcha. ....	108
<b>5.3</b>	<b>Análisis estadístico inferencial.....</b>	<b>108</b>
5.3.1	Normalidad de los datos. ....	108
5.3.2	Confiabilidad de los datos. ....	109
5.3.3	Análisis de varianzas. ....	109
5.3.4	Análisis correlacional. ....	112
5.3.5	Análisis de conglomerados. ....	117
<b>6</b>	<b><i>DISCUSIÓN.</i></b> .....	<b>119</b>
<b>7</b>	<b><i>CONCLUSIONES Y PROYECCIONES.</i></b> .....	<b>128</b>
	<b>Limitaciones.</b> .....	<b>129</b>
	<b>Proyecciones.</b> .....	<b>130</b>
	<b><i>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.</i></b> .....	<b>131</b>
	<b><i>ANEXOS</i></b> .....	<b>154</b>
	Anexo N°1. Presupuesto de investigación.....	154
	Anexo N°2. Acta de aprobación del comité de ética científica (CEC) .....	155
	Anexo N°3. Escala visual analógica (EVA).....	161
	Anexo N°4. Registro de señales de sistema inercial .....	162
	Anexo N°5. Reporte de parámetros espaciotemporales de la marcha.....	163
	Anexo N°6. Escala de Kellgren y Lawrence. ....	164
	Anexo N°7. Certificado de calidad.....	165
	Anexo N°8. Ficha técnica de G-sensor.....	167
	Anexo N°9. Cronograma de actividades. ....	168
	Anexo N°10. Consentimiento informado .....	169
	Anexo N°11. Ficha de registro de datos. ....	172
	Anexo N°12. Aplicación de sensor inercial. ....	173

Anexo N°13. Registro de datos personales. ....	174
Anexo N°14. Código azul. (Flujograma de atención de emergencias) .....	175
Anexo N°15. Flujograma artrosis de rodilla.....	176
Anexo N°16. Matriz de datos. ....	177
Anexo N°17. Variables de estudio. ....	199
Anexo N°18: Autorización para reproducción Sibumce. ....	205
Anexo N°19. Variables socioeconómicas de la muestra. ....	206
Anexo N°20: Prueba de homogeneidad de las variables.....	208
Anexo N°21: Coeficiente correlación intraclase de cadencia. ....	209
Anexo N°22: Coeficiente correlación intraclase de velocidad.....	210
Anexo N°23: Coeficiente correlación intraclase duración de fase de apoyo monopodal. .....	211
Anexo N°24: Coeficiente correlación intraclase de longitud de zancada. ....	212
Anexo N°25: Diferencias de medias de la cadencia y calificador CIF. ....	213
Anexo N°26: Diferencias medias de velocidad y calificador CIF. ....	214
Anexo N°27: Diferencias de medias duración fase apoyo monopodal y calificador CIF. .....	215
Anexo N°28: Diferencias de medias de longitud de zancada y calificador CIF. ....	216
Anexo N°29: Diferencias de medias de cadencia y escala de K&L.....	217
Anexo N°30: Diferencias de medias de la velocidad y escala de K&L. ....	218
Anexo N°31: Diferencias de medias de duración de apoyo escala de K&L.....	219
Anexo N°32: Diferencias de medias de la longitud de zancada y escala de K&L.....	220
Anexo N°33: Pruebas de contraste de las varianzas.....	221

### ***Índice de tablas***

Tabla 0. 1 Calificador CIF.....	6
Tabla 0. 2 Evaluación Global de la Capacidad Funcional.....	6
Tabla 3. 1 Fórmula de cálculo de longitud de paso.....	47
Tabla 3. 2. Fórmulas de cálculo de la cadencia de marcha. ....	49
Tabla 3. 3. Valores referenciales de cadencia. ....	50
Tabla 3. 4. Fórmulas para cálculo de longitud de zancada.....	51
Tabla 3. 5. Valores referenciales de longitud de zancada. ....	52

Tabla 3. 6. Valores referenciales de tiempo de zancada.....	53
Tabla 3. 7. Fórmulas para cálculo de la velocidad marcha.....	53
Tabla 3. 8. Valores referenciales de velocidad espontánea de la marcha según grupo etario. ....	54
Tabla 3. 9. Velocidades espontáneas adoptadas en diferentes estudios. ....	55
Tabla 3. 10. Velocidad de marcha de sujetos sanos. ....	75
Tabla 5. 1 Muestra de estudio.....	102
Tabla 5. 2 Estadísticos de tendencia central variables antropométricas.....	104
Tabla 5. 3. Limitación de la marcha según calificador de la CIF.....	105
Tabla 5. 4. Clasificación de la OA según escala de Kellgren & Lawrence.....	106
Tabla 5. 5. Alteración radiológica según escala K&L por compartimento de la rodilla. ....	107
Tabla 5. 6. Porcentaje relativo de alteración radiológica en compartimentos articulares. ....	107
Tabla 5. 7. Valores de tendencia central de PETM de la muestra de estudio.....	108
Tabla 5. 8. Varianza de PETM entre niveles de calificador CIF.....	110
Tabla 5. 9. Varianza de PETM entre niveles de escala de K&L. ....	111
Tabla 5. 10 Correlación entre las variables antropométricas y PETM.....	114
Tabla 5. 11 Correlación entre variables antropométricas, calificador CIF y escala de K&L.....	115
Tabla 5. 12 Correlación entre los PETM, calificador CIF y escala de K&L. ....	116
Tabla 5. 13 Conglomerados finales.....	117

# RESUMEN.

## **Introducción.**

La artrosis (OA) de rodilla es uno de los trastornos articulares más frecuentes del adulto. En Chile se recomienda evaluar la severidad de la OA con la escala de Kellgren & Lawrence (K&L) y el calificador CIF. Actualmente se considera que los parámetros espaciotemporales de la marcha (PETM) pueden ser buenos indicadores funcionales de la severidad de la OA de rodilla. Sin embargo, no se ha estudiado el comportamiento de los PETM en mujeres chilenas con esta enfermedad y sus relaciones con otras escalas de evaluación.

## **Objetivo.**

Generar el perfil de comportamiento de los PETM, registrados mediante un acelerómetro triaxial, de mujeres de 55 a 65 años con artrosis de rodilla, asistentes a centros de atención primaria de salud de la Región Metropolitana, entre los años 2016 y 2018.

## **Metodología.**

Noventa y nueve mujeres voluntarias de 55 a 65 años (edad:  $61 \pm 3$  años; peso:  $72,90 \pm 13,39$  Kg; talla:  $1,53 \pm 0,07$  m; IMC:  $31,24 \pm 5,72$  Kg/m<sup>2</sup>). Con diagnóstico de OA de rodilla, pertenecientes a los centros de atención primaria de salud Bicentenario, José Alvo, La Bandera y Vitacura de la Región Metropolitana. Agrupadas según clasificación radiológica de la OA (escala de K&L) y limitación de la marcha (calificador CIF). Se realizó un test de marcha de 25 metros, se registró cadencia, velocidad, duración de fase de apoyo monopodal y longitud de zancada (PETM), con un acelerómetro triaxial marca G-Sensor; BTS Bio-engineering. Italia.

## **Resultados.**

Se apreciaron diferencias significativas en la cadencia entre los grupos CIF:1-2 y CIF:3-4. En la velocidad entre los grupos CIF:1-2-3 y CIF:4. Sin embargo, no se apreciaron diferencias en ninguno de los PETM en los grupos de la escala de K&L. Tampoco se observaron correlaciones entre la escala de K&L, el calificador CIF y los PETM, con excepción de la longitud de zancada.

**Conclusión.**

Se generaron cuatro perfiles de los PETM de mujeres con OA de rodilla, que establecen un ordenamiento de la limitación de la marcha, en el cual la cadencia demostró ser la variable discriminadora que establece las diferentes categorías.

# ABSTRACT.

## Background

Osteoarthritis (OA) of the knee is one of the most frequent joint disorders in adults. In Chile the recommendation is to evaluate the severity of OA with the Kellgren & Lawrence scale (K&L) and the ICF qualifier. Currently, the spatiotemporal gait parameters (STP) are considered to be good functional indicators of knee OA severity. However, the behavior of STP in Chilean women with OA of the knee and its relationships with other evaluation scales has not been studied.

## Aim

Generate the behavioral profile of the STP, recorded with a triaxial accelerometer, of women aged 55 to 65 with knee osteoarthritis, assistants to primary health care centers of the Metropolitan Region, between the years 2016 and 2018.

## Methods

Ninety-nine female volunteers from 55 to 65 years old (age:  $61 \pm 3$  years, weight:  $72.90 \pm 13.39$  Kg, height:  $1.53 \pm 0.07$  m, BMI:  $31.24 \pm 5.72$  Kg) / m<sup>2</sup>). With knee OA diagnosis, belonging to the centers of primary health care Bicentennial, José Alvo, La Bandera and Vitacura in the Metropolitan Region. Grouped according to the radiological signs of OA (K&L scale) and gait limitation (ICF qualifier). The 25-meter gait test was applied, and the cadence, speed, single limb support phase and stride length (STP) parameters were recorded with a G-Sensor triaxial accelerometer; BTS Bioengineering. Italy.

## Results

There were significant differences in the cadence between the ICF groups: 1-2 and ICF: 3-4 and in the speed, between the ICF groups: 1-2-3 and ICF: 4. However, no differences in any STP were observed between groups on the K&L scale. Furthermore, no correlations were observed between the K&L scale, the ICF qualifier and the STP, except in the case of stride length.

## **Conclusion**

Four STP profiles of women with knee OA were generated, establishing an order for gait limitations, in which cadence proves to be the discriminating variable that establishes the different categories.

**PALABRAS CLAVES.**

Osteoartritis.

Marcha.

Velocidad al caminar.

Cadencia.

Longitud de zancada.

**KEY WORDS.**

Osteoarthritis.

Gait.

Walking Speed.

Cadence.

Stride length.



# INTRODUCCIÓN.

La artrosis (OA) de rodilla es una enfermedad de las articulaciones sinoviales, caracterizada por deterioro progresivo y pérdida del cartílago articular (Mobasheri & Batt, 2016).

En Chile, la mayoría de los casos de OA son diagnosticados y tratados en la atención primaria de salud (APS). Por lo tanto, representa una alta carga asistencial y un creciente problema de salud pública (Miranda, Quezada, Caballero, Jiménez, & Morales, 2013).

En respuesta a este problema, el Ministerio de Salud de Chile, publica en el año 2009 una guía clínica denominada “Tratamiento médico en personas de 55 y más años, con artrosis de cadera y/o rodilla, leve o moderada” (Guía Clínica OA) que tiene por objetivo entregar recomendaciones destinadas al diagnóstico y tratamiento de la enfermedad, mejorar la capacidad funcional, la calidad de vida de quienes la padecen y contribuir a enfrentar los desafíos del envejecimiento de la población chilena (Ministerio de Salud, 2009).

La Guía Clínica OA, tiene como prioridad el manejo de los síntomas, con escasa mención hacia la evaluación radiológica, la clasificación de la severidad de la enfermedad y los efectos funcionales que provoca (Ministerio de Salud, 2009). La guía recomienda utilizar el calificador de la Clasificación Internacional del Funcionamiento, Discapacidad y Salud (CIF), para identificar a los pacientes con OA leve o moderada y para valorar el éxito terapéutico, entendido como la reducción de los síntomas de la OA. Sin embargo, este calificador expone una falta de contextualización e insuficientes instrucciones para su aplicación (Ministerio de Salud, 2009). Por lo tanto, estos antecedentes refuerzan el interés por estudiar los diferentes enfoques de evaluación estructural y funcional de la OA de rodilla, en especial el estudio de la marcha, debido a que frecuentemente se encuentra afectada por la OA y representa uno de los dominios humanos más relevantes para la realización de actividades de la vida diaria (AVD) en forma independiente (Romero, 2007).



**CAPÍTULO I.**  
**PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.**

# 1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

La OA es uno de los trastornos articulares más frecuentes del sistema musculoesquelético (Henriksen, Graven-Nielsen, Aaboe, Andriacchi, & Bliddal, 2010; Sánchez, Arias Moya, & Castro, 2015; Vidal & Acasuso, 2010). Su prevalencia es variable y depende del tipo de criterio utilizado para su diagnóstico. Cuando el diagnóstico se realiza radiológicamente presenta una prevalencia mayor que cuando se basa en los signos y síntomas de la enfermedad. Esta diferencia podría relacionarse con el tipo de definición de esta condición de salud (Pereira et al., 2011). Desde el punto de vista de la localización, las articulaciones más afectadas por OA son las rodillas (10,2%), las manos (6,2%) y las caderas (4,4%), (Sánchez et al., 2015).

La edad, el género y la obesidad, son factores de riesgo importante para el desarrollo de la OA (Neogi & Zhang, 2013). Estos factores se manifiestan en una mayor prevalencia en sujetos mayores de 50 años en comparación con jóvenes (Heidari, 2011). Una mayor frecuencia de OA en mujeres de 55 años y más, con respecto de los hombres, reflejado en el 13% de mujeres y el 10% de hombres mayores de 60 años con OA sintomática de rodilla (Srikanth et al., 2005). Y en un 2,96 veces mayor incidencia de OA de rodilla en sujetos con sobrepeso y obesidad en comparación con normopesos.

La OA de rodilla es considerada causa frecuente de molestias, deterioro funcional progresivo (Hollman et al., 2010) y limitación de las AVD relacionadas con la movilidad como caminar y subir escaleras (A. Lee et al., 2018). También es considerada un factor de riesgo de discapacidad (Blanco & Ruiz-Romero, 2013; Cubukcu, Sarsan, & Alkan, 2012) y empeoramiento de la calidad de vida, en especial en sujetos con mayor limitación funcional (De la Garza et al., 2013). Por lo tanto, el estudio de estas limitaciones puede indicar deterioro precoz de la salud física de estas personas (Higgins, Janelle, & Manini, 2014).

Los antecedentes señalados plantean el desafío de realizar un abordaje integral de la OA de rodilla. En este sentido se puede destacar que la Guía Clínica OA es el único documento oficial y vigente enfocado al abordaje terapéutico de esta enfermedad. La guía sugiere identificar a los pacientes a los cuales se refiere mediante el calificador CIF (Ver tabla 0-1). Según sus planteamientos el calificador permite discriminar entre sujetos con OA de rodilla leve y modera mediante la evaluación de la dificultad para realizar AVD en los últimos de 30 días. La misma guía clínica, sugiere valorar la capacidad para realizar AVD, mediante la escala “evaluación global de la capacidad funcional por el paciente” (Ver Tabla 0-2), que propone como resultado terapéutico adecuado, la mejoría de al menos un grado de capacidad funcional, con respecto de su condición previa a la intervención terapéutica, medida por el paciente. A simple vista esta escala de evaluación representa una subcategorización del calificador de la CIF, basado en un supuesto de indicador funcional de la severidad de la OA. Sin embargo no se evidencia ningún tipo de respaldo bibliográfico o información relativa a sus cualidades clinimétricas que avale su recomendación (Ministerio de Salud Chile, 2009).

*Tabla 0. 1 Calificador CIF.*

<b>Categoría</b>	<b>Descripción</b>
<b>0</b>	Sin dificultad
<b>1</b>	Dificultad leve, cuando los pacientes tengan molestias que estén presentes menos del 25% del tiempo, con una intensidad que la persona puede tolerar y que ocurre infrecuentemente en los últimos 30 días.
<b>2</b>	Dificultad moderada, cuando el paciente tenga molestias durante menos del 50% del tiempo, con una intensidad que interfiere con las actividades de la vida diaria y que ocurre ocasionalmente en el periodo de los últimos 30 días.
<b>3</b>	Dificultad severa, cuando el paciente tenga molestias más del 50% del tiempo con una intensidad que altera parcialmente las actividades de la vida diaria y que ocurre frecuentemente en los últimos 30 días.
<b>4</b>	Dificultad completa, cuando el paciente tiene molestias presentes más del 95% del tiempo con una intensidad que impide completamente las actividades de la vida diaria del individuo y que ocurre todos los días en los últimos 30 días.

*Tabla 0. 2 Evaluación Global de la Capacidad Funcional.*

Evaluación global de la capacidad funcional por el paciente.	
Queremos que piense en las limitaciones que le produce su artrosis de cadera/rodilla para realizar sus actividades habituales.	
	Ninguna dificultad para realizar mis actividades habituales.
	Dificultad leve para realizar mis actividades habituales, pero sólo a veces.
	Dificultad leve para realizar mis actividades habituales de manera permanente.
	Dificultad moderada para realizar mis actividades habituales.
	Mucha dificultad para realizar mis actividades habituales, pero sólo a veces.
	Mucha dificultad para realizar mis actividades habituales de manera permanente.
	No puedo realizar mis actividades habituales.

Al respecto se puede advertir que el calificador no define operacionalmente el concepto “molestia”, que podría interpretarse como dolor, disconfort u otro tipo de síntoma presente durante la realización de las AVD. Tampoco describe cualitativamente el tipo de AVD a la que se refiere, que dicho sea de paso, existen diversos niveles de estas actividades, como las actividades básicas de la vida diaria (ABVD), referidas a la alimentación, el aseo, baño, vestido, movilidad personal, sueño y descanso (Romero, 2007).

Sin embargo, el contexto de la CIF describe que el calificador representa “la aptitud de un individuo para realizar una tarea o acción”. Por lo tanto, indica el máximo nivel probable de funcionamiento que una persona puede alcanzar en un dominio y en un momento dado. Por lo tanto, para evaluar la habilidad máxima de la persona, resulta necesario disponer de un contexto/entorno “normalizado” que neutralice el efecto de los diversos contextos/entornos en la capacidad del individuo (VanSant, 2006). Finalmente tal como se aprecia, la aplicación del calificador es descontextualizada, debido a que solo se recomienda, sin indicar el marco conceptual de la CIF (Organización Mundial de la Salud, 2001).

Por otro lado, no se ha encontrado ninguna Guía Clínica de OA, que proponga al calificador CIF, para los propósitos de la guía nacional. Por el contrario, recomiendan el uso de la escala de Western Ontario and Mc Master University o WOMAC (Angst, Aeschlimann, Steiner, & Stucki, 2001; Nitsche, Hofman, & Martins, 2010; San Román & Díaz Santos, 2006; Secretaria de Salud de Mexico, 2009). Sin embargo, se debe destacar que esta escala no está validada en Chile y que tampoco se cuenta con otros instrumentos validados localmente para la evaluación de la limitación de las AVD o de la marcha producidas por OA de rodilla.

Desde el punto de vista de la evaluación radiológica de la OA, la Guía Clínica, plantea la utilidad de la escala de Kellgren & Lawrence (K&L) creada en 1957 (Kellgren & Lawrence, 1957). No obstante, diversos estudios proponen que no existe una correlación entre el deterioro radiológico y la síntomas de estos pacientes

(Bedson & Croft, 2008; De Mendieta, 2005; Martínez, Martínez, & Calvo, 2016). Esto se explicaría por la baja capacidad de las radiografías para estimar el daño articular en OA iniciales y los distintos sitios articulares y periarticulares que pueden producir dolor en estas personas (De Mendieta, 2005).

Frente a esta situación se plantea que la marcha, es un componente esencial del movimiento de las personas, debido a su relación con el desplazamiento en el espacio e interacción con el ambiente. Por lo tanto, su alteración es capaz de generar discapacidad temporal o permanente (Agudelo, Briñez, Guarín, & Ruiz, 2013). En este sentido, la limitación de la marcha, puede manifestarse mediante la valoración de sus parámetros espaciotemporales o también denominados PETM (Clermont & Barden, 2016). En este sentido, estudios previos han demostrado que la OA de rodilla, altera y limita la capacidad de marcha (Avi Elbaz et al., 2012; S. uk Ko, Tolea, Hausdorff, & Ferrucci, 2011), Por lo tanto, el análisis de estos PETM, puede representar una medida objetiva de esta capacidad (A Elbaz et al., 2014) y del nivel de gravedad de la OA de rodilla, independientemente de los hallazgos físicos y radiológicos (Mills, Hunt, & Ferber, 2013).

Estos elementos nos permiten plantear algunas interrogantes con respecto a la forma de valorar la OA de rodilla y su relación con la marcha, por ejemplo ¿Cómo afecta la OA a la marcha?, ¿Qué utilidad real tiene el estudio de la marcha en sujetos con OA?, ¿Qué relación tienen los signos radiológicos de la OA con los parámetros de marcha?, entre otras preguntas.

Finalmente, no se han encontrado investigaciones nacionales que demuestre la utilidad práctica del calificador de la CIF para los fines propuestos por la Guía clínica de OA. Tampoco que relacionen el nivel de los PETM de mujeres con OA de rodilla, con los signos radiológicos según la escala de Kellgren & Lawrence. Por lo tanto, se propone realizar un estudio que permita generar el perfil de comportamiento de los PETM de mujeres de 55 a 65 años con OA de rodilla, que permita dilucidar parte de estas interrogantes.

**CAPÍTULO II.**  
**OBJETIVOS Y JUSTIFICACIÓN DE**  
**LA INVESTIGACIÓN.**

## **2 OBJETIVOS Y JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN.**

### **2.1 Pregunta de investigación.**

¿Cómo se comportan los parámetros espaciotemporales de la marcha, registrados mediante un acelerómetro triaxial, de mujeres de 55 a 65 años con artrosis de rodilla, asistentes a centros de atención primaria de salud de la Región Metropolitana, entre los años 2016 y 2018?

### **2.2 Objetivos.**

#### **2.2.1 Objetivo general.**

Generar el perfil de comportamiento de los parámetros espaciotemporales de la marcha, registrados mediante un acelerómetro triaxial, de mujeres de 55 a 65 años con artrosis de rodilla, asistentes a centros de atención primaria de salud de la Región Metropolitana, entre los años 2016 y 2018.

#### **2.2.2 Objetivos específicos.**

1. Clasificar la limitación de la marcha mediante el calificador CIF, de mujeres de 55 a 65 años con artrosis de rodilla, asistentes a centros de atención primaria de salud de la Región Metropolitana, entre los años 2016 y 2018.
2. Establecer el nivel de alteración radiológica mediante la escala de Kellgren & Lawrence, de mujeres de 55 a 65 años con artrosis de rodilla, asistentes a centros de atención primaria de salud de la Región Metropolitana, entre los años 2016 y 2018.

3. Establecer relaciones entre los grados de alteración radiológica de la escala de Kellgren & Lawrence y la cadencia, velocidad, duración de la fase de apoyo monopodal y longitud de la zancada de la marcha, de mujeres de 55 a 65 años asistentes a centros de atención primaria de salud de la Región Metropolitana, entre los años 2016 y 2018.
4. Describir el comportamiento de la cadencia, velocidad, duración de la fase de apoyo monopodal y longitud de la zancada de la marcha, de mujeres de 55 a 65 años con artrosis de rodilla, asistentes a centros de atención primaria de salud de la región Metropolitana, entre los años 2016 y 2018.

### **2.3 Hipótesis de trabajo.**

Las siguientes hipótesis de investigación, corresponden a la de diferencias de grupos. (Hernández Sampieri, 2010). Estas hipótesis se plantean en función de las diferencias de los PETM de 5 grupos de sujetos relativos a cada nivel o grado de la escala de K&L y del calificador CIF. Para esto se considera el supuesto de disminución de la cadencia, velocidad, duración de la fase de apoyo monopodal y longitud de zancada de la marcha, de los sujetos con mayor nivel de OA de rodilla (Bejek, Paroczai, Illyes, Kocsis, & Kiss, 2006; A Elbaz et al., 2008; Kaufman, Hughes, Morrey, Morrey, & An, 2001).

#### **Hipótesis de grupo según escala de K&L.**

En esta hipótesis los grupos se refieren a los sujetos con distinto grado de OA de rodilla, según la escala K&L (ver anexo N°6). Por lo tanto, el grupo K&L=0 representa a los sujetos sin OA; K&L=1 a los sujetos con OA dudosa; K&L=2 a los sujetos con OA leve; K&L=3 a los sujetos con OA moderada y K&L=4 a los sujetos con OA grave o severa.

Finalmente, por lógica práctica, solo se plantean gráficamente las hipótesis 0 e hipótesis 1, basadas en los grupos descritos debido a la gran cantidad de potenciales combinaciones de las variables de estudio.

### **Hipótesis 0.**

La cadencia, velocidad, duración de fase de apoyo monopodal y longitud de zancada de la marcha del grupo de mujeres sin OA de rodilla, es menor o igual que las con OA dudosa, a su vez este último grupo, presenta valores menores o iguales que el grupo con OA leve, al mismo tiempo este último grupo presenta valores menores o iguales que el grupo con OA moderada y este último, presenta valores menores o iguales que el grupo con OA severa.

### **Hipótesis 1.**

La cadencia, velocidad, duración de fase de apoyo monopodal y longitud de zancada de la marcha, del grupo de mujeres sin OA de rodilla, es mayor que las con OA dudosa, a su vez este último grupo, presenta valores mayores que el grupo con OA leve, al mismo tiempo este último grupo, presenta valores mayores que el grupo con OA moderada y este último, presenta valores mayores que el grupo con OA severa.

### **Hipótesis de grupo según calificador CIF.**

Además, se plantea una hipótesis de diferencias de grupos de la misma forma descrita, considerando que los sujetos con mayor nivel de OA de rodilla presentan mayor dificultad (limitación) de la marcha, según el calificador CIF (ver tabla 0-1). Por lo tanto, el grupo CIF=0, representa a los sujetos sin dificultad; CIF=1, a los sujetos con dificultad leve; CIF=2, a los sujetos con dificultad moderada; CIF=3, a los sujetos con dificultad severa y CIF=4, a los sujetos con dificultad completa.

Finalmente, por lógica práctica, solo se plantean gráficamente las hipótesis 0 e hipótesis 1, basadas en los grupos descritos debido a la gran cantidad de potenciales combinaciones de las distintas variables de estudio.

### **Hipótesis 0.**

La cadencia, velocidad, duración de fase de apoyo monopodal y longitud de zancada de la marcha del grupo de mujeres sin dificultad, es menor o igual que las del grupo con dificultad leve, a su vez este último grupo, presenta valores menores o iguales que el grupo con dificultad moderada, al mismo tiempo este último grupo presenta valores menores o iguales que el grupo con dificultad severa y este último, presenta valores menores o iguales que el grupo con dificultad completa.

### **Hipótesis 1.**

La cadencia, velocidad, duración de fase de apoyo monopodal y longitud de zancada de la marcha del grupo de mujeres sin dificultad, es mayor que las del grupo con dificultad leve, a su vez este último grupo, presenta valores mayores que el grupo con dificultad moderada, al mismo tiempo este último grupo presenta valores mayores que el grupo con dificultad severa y este último, presenta valores mayores que el grupo con dificultad completa.

## 2.4 Justificación.

El impacto de la OA en la salud de las personas se ha estudiado mediante los años de vida ajustados por discapacidad que produce (AVISA). Este indicador mide la pérdida de salud expresada en años producida por una determinada enfermedad, discapacidad y muerte. Los AVISA representan la suma de años de vida perdidos por muerte prematura, más los años de vida vividos con discapacidad. En el caso de la OA, se ha estimado en 15.132 y 19.472 AVISA para hombres y mujeres respectivamente (MINSAL, 2008).

La OA de rodilla no solo produce discapacidad, sino que también un importante gasto fiscal. El valor anual de la canasta individual de prestaciones asciende a \$85.070 (Biblioteca del Congreso Nacional, 2004). El promedio anual de casos alcanza las 39.756 personas. Por lo tanto, genera un gasto aproximado de \$3.382.042.920 pesos (FONASA, 2018).

El gasto de la OA se traduce en un gran consumo de recursos directos (médicos y no médicos), indirectos (derivados de la incapacidad laboral) e intangibles o derivados de la pérdida de la capacidad funcional, física, mental y de calidad de vida. Por lo tanto, plantea el desafío de diseñar estrategias de uso eficiente de los recursos, para incidir en la recuperación funcional de estas personas, con especial énfasis en las que se encuentran en edad laboral, debido a que generan 5 veces más gasto que las que no en esta etapa. Al respecto, se considera que mejorar el acceso a servicios de rehabilitación es una de las estrategias más adecuadas para estos casos (Vidal & Acasuso, 2010). De lo que se desprende que el estudio de la capacidad funcional de sujetos con OA contribuye al manejo integral de esta condición de salud.

A la vista de los planteamientos de la Guía Clínica OA (Ministerio de Salud Chile, 2009) se puede estimar que existen razones para cuestionar la utilidad práctica del calificador CIF, como criterio válido, para la clasificación de la severidad y recuperación funcional de la OA de rodilla. Lo anterior puede ser importante debido a que la imprecisión de este instrumento al igual que cualquier

otro utilizado en salud, puede influir en la identificación de la población objetivo con el consecuente aumento de casos falsos positivos (María, Burgos, & Manterola, 2010). Además de dificultar la valoración inicial, la graduación de la recuperación funcional y el alta de estos usuarios. Comprometiendo la seguridad de la atención, los indicadores de calidad y la gestión de la APS (María et al., 2010; Moncada & Sofía Cuba, 2013).

El estudio del calificador CIF y de la escala de K&L puede contribuir a dilucidar la capacidad de clasificación de estas escalas de medida. Debido a que reportes previos han establecido relaciones variables entre los elementos radiográficos y manifestaciones sintomáticas de la OA (Bedson & Croft, 2008). Con respecto de lo anterior se ha planteado que esta discordancia puede estar relacionada con la cantidad de imágenes disponible para la clasificación de cada sujeto y la forma en que se define el dolor (por ejemplo, si se incluye o no a la discapacidad). Por lo tanto, este asunto puede influir en las estimaciones de asociación entre estas variables.

Por otro lado, la misma CIF reconoce que el calificador no es específico, por el contrario, se utiliza genéricamente para evaluar cualquier deficiencia, limitación, restricción o barrera en una estructura, función o capacidad, producida por un determinado estado de salud (Organización Mundial de la Salud, 2001). También señala que el calificador incluye amplios intervalos entre sus categorías, que deben ser calibrados con normas o instrumentos validados, con el objetivo de cuantificar adecuadamente cada deficiencia, limitación, restricción o barrera en una estructura, función o capacidad. Finalmente, sugiere realizar investigaciones que permitan comparar los valores obtenidos con el calificador y los referenciales de la población sin problemas de salud (Organización Mundial de la Salud, 2001).

Además, la inadecuada clasificación e inclusión de beneficiarios en la garantía explícita de salud de OA de rodilla, puede poner en riesgo el cumplimiento de la ley N°19.966 (Biblioteca del Congreso Nacional, 2004) y el decreto supremo N°44 (Superintendencia de Salud, 2007), que garantizan la oportunidad, acceso, calidad y protección financiera de las personas con OA de cadera y rodilla, leve y moderada.

Frente a esta situación se presenta la opción de considerar el estudio de la marcha, como una forma de valoración de sujetos con OA de rodilla. (Constantinou, Barrett, Brown, & Mills, 2014). Este planteamiento se basa en lo propuesto por Chang et al. que señala que las variaciones de la marcha permite estimar la progresión funcional de la enfermedad (Chang et al., 2007). Este fundamento es apoyado por Thorp et al, que reporta cambios cinéticos y cinemáticos de la marcha de sujetos con OA de rodilla leve y moderada (Thorp et al., 2006). Por su parte Mills et al., proponen que los parámetros espaciotemporales, permiten establecer de mejor forma la alteración de la marcha, comparativamente con los métodos de evaluación cinéticos y cinemáticos. Los PETM más frecuentemente evaluados son la velocidad, longitud de zancada, duración de zancada, duración del apoyo y la cadencia, que son considerados buenos indicadores funcionales de la gravedad de OA de rodilla (Mills et al., 2013). Estos mismos PETM, han demostrado ser útiles en la valoración de sujetos con OA de rodilla sometidos a reemplazo articular, debido a que permiten un estudio objetivo tanto previo como posterior a la intervención quirúrgica (Belmonte et al., 2010).

Otro elemento a considerar en favor del estudio de la marcha es lo indicado por Dobson, que señala que la aplicación de pruebas funcionales de marcha en sujetos con OA, permite evaluar realmente esta capacidad, y no lo que el sujeto expresa o se cree que es capaz de realizar (Bennell, Dobson, & Hinman, 2011). A diferencia del calificador CIF, que indica el potencial deterioro de funciones, capacidades, actividades o participaciones de las personas (Organización Mundial de la Salud, 2001).

Finalmente, los elementos expuestos permiten proponer la utilidad de generar el perfil de comportamiento de los PETM en mujeres con OA de rodilla, debido a que este perfil caracteriza el comportamiento de las variables de la marcha, estableciendo grupos homogéneos de sujetos, pero diferentes al de otros grupos. Esta metodología es especialmente útil en áreas de la salud en la cuales existen diversas propuestas de clasificaciones y no hay consenso absoluto, como lo que ocurriría en la OA de rodilla (Perman, 2017; Vega-dienstmaier, 2014).

## **2.5 Aspectos éticos de la investigación.**

Este estudio cuenta con la aprobación del Comité de Ética Científica (CEC) del Servicio de Salud Metropolitano Oriente, Sur Oriente y Occidente de Santiago de Chile (ver anexo N°2).

**CAPÍTULO III.**  
**MARCO TEÓRICO.**

## **3 MARCO TEÓRICO.**

### **3.1 Artrosis.**

#### **3.1.1 Definición.**

La artrosis u osteoartritis, es una enfermedad de las articulaciones sinoviales, caracterizada por un deterioro progresivo y pérdida del cartílago articular, con cambios estructurales y funcionales concomitantes en el resto de la articulación, incluyendo la sinovial, los ligamentos periarticulares y el hueso subcondral (Mobasherri & Batt, 2016).

#### **3.1.2 Etiopatogenia de la artrosis.**

Actualmente se considera a la articulación como una sola unidad anatómo-funcional compuesta por el cartílago, la membrana sinovial y el hueso subcondral. En la OA disminuye la cantidad de condrocitos por medio de un proceso de apoptosis. En este proceso estarían involucrados diferentes mediadores como el óxido nítrico (NO), interleucinas (IL-1 $\beta$  o IL-8) y el factor de necrosis tumoral alfa (TNFa). El NO inhibe la proliferación de condrocitos, mientras la síntesis de colágeno induce la apoptosis celular. El NO, IL-1 $\beta$  y IL-8, TNFa, pueden activar las proteasas que contribuyen a la degradación de la matriz extracelular, facilitando la fisuración y destrucción del cartílago (Mas, 2014; Mobasherri & Batt, 2016).

El componente de inflamación sinovial se manifiesta por tumefacción, calor y rubor local, que han sido relacionados con la cronicidad y progresión de la OA. Al respecto, se ha propuesto que las cargas mecánicas repetitivas de alta intensidad, pueden ser factores desencadenantes de esta respuesta. El daño del hueso subcondral se manifiesta por defectos de mineralización, crecimiento del tejido óseo subcondral y aparición de osteocitos. Finalmente, estas alteraciones reflejan un permanente desbalance entre el daño tisular y la capacidad de reparación del tejido cartilaginoso, que suelen ocurrir gradualmente en el tiempo (Mas, 2014).

### **3.1.3 Epidemiología de la artrosis.**

#### **3.1.3.1 Incidencia.**

Existen escasos estudios epidemiológicos relevantes de la OA. Sin embargo, se estima que las tasas de incidencia por edad y sexo de OA sintomática de mano, cadera y rodilla, es de 100, 88 y 240 casos/100.000 personas/año respectivamente (Ministerio de Salud Chile, 2009; Neogi & Zhang, 2013).

La frecuencia de la OA aumenta significativamente después de los 50 años y tiende a estabilizar su progresión cerca de los 70 años (Ministerio de Salud Chile, 2009). Por su parte el riesgo de desarrollo de OA sintomática es de 40% en hombres y 47% en mujeres. Sin embargo, el riesgo aumenta aún más en personas obesas (Neogi, 2013).

#### **3.1.3.2 Prevalencia.**

La prevalencia de la artrosis en la población urbana mediante el uso de criterios clínicos es de 23.8% aproximadamente, con una relación entre mujeres y hombres de 2:1. Alcanzando inclusive un 80% en los mayores de 65 años. Sin embargo, la población rural puede alcanzar una prevalencia general de 26.1% (Ministerio de Salud Chile, 2009).

Los reportes indican que un 13% de las mujeres y el 10% de los hombres mayores de 60 años, presentan OA sintomática de rodilla. El 25% de los mayores de 55 años puede presentar al menos un episodio persistente de dolor de rodilla; y una de cada seis personas consulta a un médico general por esta causa en un año (Heidari, 2011). Las mujeres de 55 años y más años, tienden a desarrollar OA de rodilla más frecuentemente que los hombre (Srikanth et al., 2005). Sin embargo, se debe destacar que la prevalencia de

esta enfermedad es variable y dependiente del método diagnóstico. Cuando el diagnóstico se realiza por medios radiológicos tiende a ser mayor que en cuando se realiza clínicamente (Pereira et al., 2011). Según estimaciones del Ministerio de Salud de Chile, la OA representar un 20% de las consultas por dolor musculo esquelético en la APS (Ministerio de Salud Chile, 2009).

Desde el punto de vista financiero la OA representa un importante gasto en la APS y hospitalaria. El gasto total puede alcanzar 129 euros por paciente / año. (\$100.000 pesos aproximadamente), destinados a exámenes y consultas médicas, sin contar los costos asociados de días laborales perdidos, por lo que podría incrementarse a unos 577 euros, equivalentes a 432.000 pesos aproximadamente (Vidal & Acasuso, 2010).

### **3.1.3.3 Factores de riesgo de artrosis.**

Durante mucho tiempo se consideró que la OA correspondía a un deterioro asociado al envejecimiento. Sin embargo, en la actualidad se sabe que esta alteración no es exclusiva de las personas mayores, sino que está asociada a factores de riesgo que pueden agruparse en 2 categorías: Los factores de riesgo principales y los factores de riesgo de carga biomecánica anormal en sitios articulares específicos (Ministerio de Salud Chile, 2009).

#### **3.1.3.3.1 Factores de riesgo principales.**

Corresponden a factores influyentes o determinantes que predisponen a la enfermedad, específicamente se refieren a la herencia, obesidad, variables reproductivas o la osteoporosis. En el caso particular de las OA generalizadas, se relacionan con la herencia (Ministerio de Salud Chile, 2009).

La obesidad es considerada como el factor de riesgo modificable más relevante para el desarrollo de OA. Debido a su relación prácticamente lineal con el riesgo de desarrollar la enfermedad (Kulkarni, Karssiens, Kumar, & Pandit, 2016; R. Lee & Kean, 2012).

Por el contrario, la pérdida de peso de los pacientes con OA de rodilla, es clínicamente beneficiosa, debido a que reduce el dolor y mejorar la función (R. Lee & Kean, 2012; Ministerio de Salud Chile, 2009).

No obstante, una revisión sistemática de los factores pronósticos de la progresión de la OA concluyó que existe relación entre la progresión radiológica de la OA de rodilla y la OA generalizada. En cambio, el dolor de rodilla, la gravedad radiológica basal, el sexo, la fuerza del cuádriceps, las lesiones de rodilla y las actividades deportivas regulares no parecen estar relacionados con el asunto (Belo, Berger, Reijman, Koes, & Bierma-Zeinstra, 2007).

Con respecto de la relación entre la OA y el género, se ha demostrado que las mujeres tienen 2,6 veces más riesgo de desarrollar la enfermedad que los hombres. Además, las mujeres son más susceptibles de sufrir daño más progresivo y requerir precozmente de prótesis articulares. Al parecer esta situación se relaciona con factores hormonales o genéticos aun no especificados (Ministerio de Salud Chile, 2009).

Sin embargo, se ha planteado que el aumento de la prevalencia de la OA está relacionada con los bajos niveles de estrógenos. Este déficit facilitaría una mayor pérdida de masa muscular, con la consecuente disminución de la estabilidad articular y deterioro funcional. Un dato que llama a la atención es que 64% de las mujeres con OA de rodilla, sufren de aparición de síntomas peri menopáusicos o están dentro de los 5 años posteriores a la menopausia natural o post histerectomía (Roman-Blas, Castañeda, Largo, & Herrero-Beaumont, 2009).

#### *3.1.3.3.2 Factores de riesgo de carga biomecánica anormal.*

Este punto se refiere a la relación entre la presencia de la OA y la frecuencia e intensidad de cargas articulares (Tanamas et al., 2009), que puede producirse por actividades laborales, traumatismos o deportes intensos (Ministerio de Salud Chile, 2009).

Con respecto a la intensidad de cargas articulares en las personas con desalineamiento articular, las evidencias señalan que la laxitud en valgo o varo de rodilla es un factor predisponente para el desarrollo de OA de rodilla (Tanamas et al., 2009).

En este sentido, Sharma comparó la estabilidad de rodillas mediante un dispositivo mecánico que aplicaba fuerzas en valgo/varo, en sujetos jóvenes sin OA, en adultos mayores sin OA de rodillas y en adultos mayores con OA de rodillas. La conclusión principal señala que una parte de la laxitud de la articulación puede ser anterior a la OA, y que la pérdida de la relación cartílago/altura del hueso, se asocia con una mayor laxitud varo-valgo. Finalmente plantea la posibilidad que la laxitud valgo/varo pueda aumentar el riesgo de OA de la rodilla o en su defecto contribuir a su progresión (Sharma et al., 1999).

Posteriormente este mismo autor, realizó otro estudio, mediante la evaluación radiológica del valgo/varo de las rodillas. Para lo cual registro inicialmente y 30 meses posteriores, con el objetivo de comprobar el efecto de la variable tiempo sobre la progresión de la OA femorotibial. La conclusión principal del estudio señala que la alineación en varo, pero no la de valgo, aumenta el riesgo de OA tibio femoral (Sharma et al., 2010).

Con respecto a actividad laboral, se ha establecido un mayor riesgo de desarrollo de OA en personas sometidas a frecuentes e intensas flexiones extremas de rodillas, como la posición de cuclillas o el uso excesivo de escaleras. El factor ocupacional estaría involucrado en la génesis de al menos un 5% de las OA de rodilla. Sin embargo, las múltiples metodologías utilizadas en la definición de carga biomecánica de la rodilla y los heterogéneos grupos de estudios, no permiten establecer una relación concluyente, en especial en el caso de las mujeres (Dulay, Cooper, & Dennison, 2015).

La práctica deportiva se relaciona directamente con el desarrollo de la OA de rodilla (Dulay et al., 2015). En especial las personas que realizan fútbol (élite y no élite), carreras de larga distancia de élite, levantamiento de pesas en forma competitiva y lucha. En los cuales se ha observado una mayor prevalencia (Driban, Hootman, Sitler, Harris, & Cattano, 2017).

La presencia de historial de lesiones de la rodilla es un factor de riesgo importante para el desarrollo de la OA, independiente del diseño de estudio y la definición de la lesión de rodilla (Muthuri, McWilliams, Doherty, & Zhang, 2011). Sobre todo, en las personas con daño de los ligamentos o meniscos de la rodilla (Von Porat, Ross, & Ross, 2004).

### **3.1.4 Impacto de la artrosis en la APS.**

Según los datos de la Encuesta de Salud de Chile del 2003, la prevalencia de síntomas musculoesqueléticos en la población de hombres y mujeres corresponde a 26.1 y 42,2% respectivamente (Ministerio de Salud Chile, 2009).

En un estudio realizado en usuarios de APS de la Región Metropolitana de Santiago, que analizó el motivo de consulta de 22.650 casos, se concluyó que las patologías reumatológicas constituyen el 20% de las consultas espontáneas en un año. Desde el punto de vista anatómico la rodilla es el lugar más común de dolor musculoesquelético en los adultos de más de 45 años (Ministerio de Salud Chile, 2009). Estos datos fueron complementados por Miranda, que concluyó que el dolor por OA, representa entre la segunda y tercera causa más frecuente de dolor crónico no oncológico. Con tasas que fluctúan entre 13,18% y 16,75% anuales (Miranda et al., 2013)

### **3.1.5 Diagnóstico de la artrosis de rodilla.**

La sospecha diagnóstica de artrosis de rodilla debe realizarse en todo paciente mayor de 50 años, con dolor articular persistente por más de 30 días, que aumente con la actividad especialmente con la carga articular de la rodilla, como el subir o bajar escalas y que mejora con el reposo. Sin embargo, es importante considerar los criterios de sospecha de OA recomendados por el Colegio Americano de Reumatología (Altman, 1986; San Román & Díaz Santos, 2006).

La presencia de tres de los siguientes seis criterios tiene una sensibilidad diagnóstica de 95% y una especificidad de 69%: a) Personas mayores de 50 años; b) Rigidez articular matinal de menos de 30 minutos; c) Presencia de crepitaciones óseas; d) Sensibilidad ósea entendida como dolor a la palpación de los bordes articulares; e) Engrosamiento óseo de la rodilla; f) Sin aumento de la temperatura articular a la palpación (Altman, 1986; Ministerio de Salud Chile, 2009).

Si adicionalmente se cuenta con radiografías anteroposteriores y laterales de rodillas, se puede realizar el diagnóstico con al menos uno los siguientes criterios, que en conjunto poseen una sensibilidad de 91% y especificidad de 86%. Presencia de dolor en la rodilla, más radiografía, con osteofitos y la presencia de al menos uno de los siguientes criterios confirma el diagnóstico: a) edad mayor de 50 años; b) rigidez menor de 30 minutos; c) crujido articular (Ministerio de Salud Chile, 2009).

Si bien los medios radiológicos colaboran con el diagnóstico y en la clasificación de la severidad de esta enfermedad, no son buenos indicadores del nivel de dolor y alteración funcional que produce la OA (Bedson & Croft, 2008). Además, se debe considerar que el seguimiento radiológico de este tipo de pacientes es escaso debido a su alto costo económico (Hernández-Vaquero & Fernández-Carreira, 2012).

Finalmente se debe tener presente que los criterios clínicos para el diagnóstico de la OA incluyen, la historia clínica el examen físico y los cambios radiológicos, que pueden aparecer tardíamente respecto del momento en que ocurren los cambios histopatológicos (San Román & Díaz Santos, 2006; Secretaria de Salud de Mexico, 2009; Ministerio de Salud Chile, 2009; The Royal Australian College of General Practitioners, 2009).

### **3.1.6 Evaluación clínica de la artrosis de rodilla.**

La OA de rodilla es una de las principales causas de dolor, limitación funcional y disminución de la calidad de vida relacionada con la salud (A. Escobar, 2011). La guía clínica OA, está principalmente orientada al diagnóstico y tratamiento de esta

enfermedad. Sin embargo, cuenta con escasas menciones acerca de indicadores clínicos, relacionados con una buena respuesta al tratamiento. Estos indicadores son habitualmente la severidad del dolor y la capacidad para realizar AVD (Ministerio de Salud Chile, 2009).

Existe consenso que el aspecto principal del manejo de la OA es el alivio dolor. Que habitualmente se trata con distintos tipos de analgésicos y antiinflamatorios (San Román & Díaz Santos, 2006; The Royal Australian College of General Practitioners, 2009; Nitsche et al., 2010).

### **3.1.7 Evaluación del dolor.**

La intensidad del dolor es uno de los parámetros más frecuentemente registrados en estudios clínicos. Para este fin, se utiliza algunos tipos de escalas, como la visual analógica o EVA (Pacheco, 2008). La EVA fue ideada por Scott Huskinson en 1976. Es el método de medición empleado con más frecuencia en centros de evaluación del dolor. Su validación se obtuvo en sujetos voluntarios sanos en los cuales se registró su respuesta sensorial y afectiva, frente a 6 estímulos térmicos nocivos (aumento de temperaturas) aplicados en el antebrazo (Prince & Mc Grath, 1983; Serrano-Atero et al., 2002). Su confiabilidad se demostró por inducción experimental de dolor, por medio de aplicación de calor, a 30 voluntarios normales, durante cuatro sesiones semanales. En estos sujetos se midió el umbral del dolor a través de la EVA, la repetibilidad y sesgo de estos factores (Yarnitsky, Sprecher, Zaslansky, & Hemli, 1996).

La EVA contempla una línea horizontal con sus extremos marcados, que indican ausencia de dolor (sin dolor) y el peor dolor posible/imaginable referido al máximo dolor. En su reverso indica una graduación de 0 a 10, con distancias equivalentes de un 1 cm entre cada grado (Eizaga, 2017). Esta configuración es con el objetivo que el sujeto marque un punto que refleje su dolor, para luego medir la distancia desde el punto sin dolor, hasta el sitio seleccionado por el paciente (ver anexo N°3).

### **3.1.8 Evaluación de la funcionalidad.**

Para la valoración de la funcionalidad de la OA, se utiliza frecuentemente la escala de Wester Ontario and Mc Máster University (WOMAC). Esta escala valora el nivel de dolor, rigidez articular y capacidad funcional (Angst et al., 2001; López, Martínez, Romero, Navarro, & González, 2009). Sin embargo, no se encuentra validada en Chile. Por el contrario, la guía clínica OA chilena, recomienda evaluar la funcionalidad mediante el calificador CIF (Ministerio de Salud Chile, 2009).

En cambio, para la evaluación de la calidad de vida se ha planteado la utilización de cuestionarios como el EuroQol-5D (Ríos García et al., 2015) y el SF-36 (Alonso, Prieto, & Antó, 1995; Papou, Hussain, McWilliams, Zhang, & Doherty, 2017).

### **3.1.9 Evaluación radiológica de la artrosis de rodilla.**

La radiología es la técnica imagenológica más utilizada para el diagnóstico, graduación y evaluación del daño articular producido por OA. Sus ventajas son su accesibilidad, bajo costo y validez (De Mendieta, 2005).

En el año 1957 Kellgren & Lawrence (Kellgren & Lawrence, 1957) propusieron una escala para la evaluación de los signos radiológicos articulares producidos por la OA. Esta escala o clasificación es aplicable a distintas articulaciones con OA. La escala presenta valores que fluctúa entre 0 y 4, con su respectiva definición conceptual. Por lo tanto, grado 0: es considerada como radiografía normal. grado 1: (dudosa), referida a radiografía con dudoso estrechamiento del espacio articular y posible osteofitosis, grado 2: (artrosis leve), con posible estrechamiento del espacio articular y osteofitosis. grado 3: (artrosis moderada), caracterizada por estrechamiento del espacio articular, osteofitosis moderada múltiple, leve esclerosis, posible deformidad de los extremos de los huesos, grado 4: (artrosis grave o severa), representativo de una radiografía con marcado

estrechamiento del espacio articular, abundante osteofitosis, esclerosis grave, deformidad de los extremos de los huesos (Kellgren & Lawrence, 1957; San Román & Díaz Santos, 2006).

En la actualidad la escala sigue vigente y se ha utilizado en diversos estudios para el diagnóstico y clasificación radiológica de la OA (De Mendieta, 2005; Kohn, Sassoon, & Fernando, 2016 ; Neogi et al., 2008; Van Saase, Van Romunde, Cats, Van Den Broucke, & Valkenburg, 1989). También ha sido recomendada por diferentes guías clínicas, para la evaluación radiológica de la OA (Ministerio de Salud Chile, 2009; San Román & Díaz Santos, 2006; Secretaria de Salud de Mexico, 2009).

La escala de K&L, ha demostrado buenas correlaciones con otras escalas de medidas radiológicas de la OA, como the joint space narrowing (JSN) y compartmental classification scale for OA (CGS), ( $r=0.836$ ;  $0.840$ ;  $0.773$ ,  $p<0.0001$  respectivamente) (Sheehy et al., 2015). La escala JSN, es una escala de calificación individual que utiliza un atlas para comparar la radiografía con imágenes representativas, para así clasificar la gravedad de la disminución del espacio articular. Posee una graduación numérica de 0 a 3. Por otro lado, la escala CGS, valora la reducción del espacio articular, osteofitos femorales, erosión tibial y la subluxación de la articulación de la rodilla (Sheehy et al., 2015).

Además, la escala de K&L, se ha utilizado como criterio de validación para nuevas clasificaciones de severidad de la OA, basadas en Resonancia Nuclear Magnética (H. J. Park et al., 2013 ; Culvenor, Engen, Øiestad, Engebretsen, & Risberg, 2015). Para poder aplicar adecuadamente la escala se requiere al menos de una radiografía anteroposterior de la articulación de rodilla, en la que se pueda evidenciar totalmente la anatomía articular (Ministerio de Salud Chile, 2009 ; Secretaria de Salud de Mexico, 2009).

La escala de K&L ha sido utilizada en variados estudios. Uno de los más importantes se realizó en el año 1989, en 6585 sujetos holandeses, en los cuales se estableció la prevalencia de la OA mediante el diagnóstico radiológico. Las principales conclusiones indicaron que la prevalencia de la OA aumentó significativamente con la edad. Las zonas más frecuentemente afectadas son columna cervical, columna lumbar y las

articulaciones interfalángicas. Además, concluyó que la OA radiológica grave, es una condición poco frecuente en menores de 45 años. Además, la OA radiológica en los AM, no excede el 20% de los casos, con excepción de las articulaciones de la columna cervical, lumbar, interfalángicas, metacarpofalángicas distales, carpometacarpianas, metatarsofalángicas y rodillas, especialmente en mujeres (Van Saase et al., 1989).

En la actualidad se acepta la baja relación entre la alteración radiográfica de la OA y el dolor de rodilla (Martínez et al., 2016). Sin embargo, los osteofitos se han asociado con la presencia de dolor no así la disminución del espacio articular (Bedson & Croft, 2008).

En contraste con esta situación, un estudio multicéntrico de 701 personas evaluó el nivel de dolor de rodilla y el de OA, según la escala de K&L. Los resultados principales demostraron que la reducción del espacio articular está más asociado con el dolor de rodilla que con la presencia de osteofitos. Por lo tanto, la gravedad radiográfica registrada por la escala podría ser considerada como un buen predictor del dolor de rodilla (Neogi et al., 2008).

En un estudio realizado por Castaño Carou (Castaño Carou et al., 2015) acerca del perfil clínico, el grado de afectación y el tratamiento de 1258 sujetos con OA de rodilla, cadera y manos. Demostró que el 100% de los sujetos presentaba dolor articular, de los cuales 77,8% eran mujeres, 47,6% obesas, 84,3% presentaban OA de rodilla, 23,4% de cadera y 14,7% en las manos. Además, el nivel de OA más frecuente según la escala de K&L, fue el grado 3, presente en el 42,9% de los casos de rodilla y 51,9% en las manos. En segundo lugar, se encontraba el grado 2 de la escala, con un 34,5% de los casos. La edad media de inicio de los síntomas fue a los  $68,0 \pm 9,5$  años. La afectación más habitual es de tipo bilateral con localización en las rodillas (76,9%), en la cadera (59,3%), y manos (94,7%), (Castaño Carou et al., 2015).

Dentro de las recomendaciones más relevantes para el manejo de la OA se cuenta el aumento de la fuerza muscular del cuádriceps, que se asocia con la reducción del grado de

discapacidad, dependencia y costos asociados a la enfermedad (McAlindon, Cooper, Kirwan, & Dieppe, 1993).

Por su parte, Cubukcu investigó las relaciones entre el dolor, la discapacidad y los hallazgos radiográficos de 114 personas de  $56,98 \pm 8,28$  años y  $4,14 \pm 4,15$  años de diagnóstico de OA. Los resultados principales indican una relación directa entre el aumento de la escala de K&L, la edad y la duración de la enfermedad. Sin embargo, no obtuvo buenas relaciones con la escala de WOMAC ( $p > 0.05$ ), (Cubukcu et al., 2012).

En la actualidad está en estudio las propiedades clinimétricas de las diferentes escalas de graduación de daño articular producida por OA, mediante el uso de Resonancia Nuclear Magnética (Sheehy et al., 2015). Si bien este medio radiológico permite cuantificar en forma sensible y reproducible la alteración del cartílago, una de sus principales limitaciones es el costo económico y la necesidad de interpretación por especialistas (De Mendieta, 2005). Por lo tanto, hasta el momento es posible seguir utilizando la radiografía simple, como un método estándar para la valoración de la OA (Emrani et al., 2008; Roemer, Eckstein, Hayashi, & Guermazi, 2014; Hayashi, Roemer, & Guermazi, 2016).

### **3.1.10 Tratamiento de la artrosis de rodilla.**

El tratamiento de la artrosis de rodilla es complejo, debido que no existe un consenso terapéutico absoluto (Navarro & Moreira, 2013). Los objetivos básicos del tratamiento son el alivio de los síntomas, mantener o mejorar la movilidad articular, limitar la disfunción física y mejorar la calidad de vida (Ministerio de Salud Chile, 2009; Navarro & Moreira, 2013; Secretaria de Salud de Mexico, 2009). En este sentido The European League Against Rheumatism (EULAR) señala que el tratamiento de la OA se puede dividir en tres categorías: Farmacológico, No farmacológico y Quirúrgico (Navarro & Moreira, 2013).

### ***3.1.10.1 Tratamiento farmacológico***

El tratamiento farmacológico debe respetar una lógica progresiva, cambiando de niveles en la medida que no exista respuesta terapéutica adecuada. Inicialmente se basa en el consumo de paracetamol, posteriormente hacia antiinflamatorio no esteroideos (AINEs), infiltraciones intraarticulares de glucocorticoides, analgésicos tópicos, aplicación de ácido hialurónico intraarticular, analgésicos opiáceos y finalmente aplicación de prótesis articulares (Navarro & Moreira, 2013). Por su parte los fármacos con efecto sintomáticos de acción lenta (SYSADOA) como el sulfato de glucosamina y condroitina sulfato, han demostrado una eficacia limitada (Sánchez et al., 2015).

Un estudio español realizado a 3002 pacientes con OA periférica, concluyó que el 58,2% de los sujetos consumía paracetamol, el 44,8%, AINEs clásicos, el 11,8%, inhibidores de la ciclooxigenasa 2 (COX-2) y el 6,6%, otros fármacos. Un elemento que destaca es el hecho que el tratamiento con AINEs se prescribía habitualmente a pacientes más jóvenes y varones ( $p= 0.001$ ), en cambio el paracetamol, se indicaba a sujetos con más enfermedades gástricas y diabetes. ( $p=0.006$  y  $0.035$ , respectivamente). Sin embargo, las dosis medias utilizadas fueron inferiores a las indicadas en las recomendaciones del Colegio Americano de Reumatólogos (ACR) y EULAR (De Miguel, Domínguez-Gil, Morales-Olivas, Varela, & Riesgo, 2003).

### ***3.1.10.2 Tratamiento no farmacológico.***

Desde el punto de vista de los tratamientos no farmacológicos de la OA, se recomienda la aplicación de un plan personalizado que incluya educación, reducción del peso corporal, ejercicio físico como el tai-chi, fortalecimiento del cuádriceps, diversas aplicaciones de fisioterapia, reducción de la carga articular, reducción de factores mecánicos adversos y ayudas técnicas (Vargas, Medina, Hermosa, & De Felipe-Medina, 2014).

### **3.1.10.3 Tratamiento quirúrgico.**

Los tratamientos quirúrgicos de la OA de rodilla se recomiendan para pacientes con compromiso unicompartimental y alteración del eje articular, con lo cual se espera lograr reducción de la alteración anatómica y de la progresión del fenómeno. Adicionalmente se reserva el tratamiento quirúrgico para el fracaso de los tratamientos anteriores, o en los casos de alteración severa de la funcionalidad articular (Martínez et al., 2016).

## **3.2 Clasificación Internacional del Funcionamiento, Discapacidad y Salud (CIF).**

La CIF se creó en el año 2001 con la misión de reemplazar a la Clasificación Internacional de las Deficiencias, Discapacidad y Minusvalía. El principal objetivo de la CIF es brindar un lenguaje unificado, estandarizado y un marco conceptual para la descripción de la salud y de los estados relacionados con ella. Su principal propuesta es una nueva forma de organización de los componentes relacionados con la salud, las funciones, estructuras corporales, actividades, participación y factores ambientales (Organización Mundial de la Salud, 2001; Core Set, 2012).

La CIF integra los modelos biomédico y social de la discapacidad. Asume un modelo biopsicosocial como marco conceptual. Este modelo considera factores ambientales y personales, que permiten describir cómo éstos pueden ser un elemento clave para comprender la discapacidad y el funcionamiento de los individuos y las poblaciones. Además de entender cómo se pueden adoptar cambios y medidas sociales que permitan reducir su impacto cuando éste es negativo (Organización Mundial de la Salud, 2001).

La CIF concibe el funcionamiento de los sujetos en la integralidad de sus componentes, es decir funciones, estructuras corporales, actividades y participación. Por lo tanto, se convierte en uno de los puntos más importantes desde la perspectiva médica. Además, asume el concepto de salud en términos del universo del bienestar, formado por los

dominios de salud, bienestar y del funcionamiento (Organización Mundial de la Salud, 2001; Ayuso-Mateos, Nieto-Moreno, Sánchez-Moreno, & Vázquez-Barquero, 2006).

### **3.2.1 Estructura de la CIF.**

La CIF se divide en 2 partes: “Funcionamiento y discapacidad” y “Factores contextuales”. Cada una de estas partes, se divide a su vez en diferentes dominios (Core Set, 2012).

Cada dominio de la CIF corresponde a conjuntos de funciones psicológicas y fisiológicas, estructuras anatómicas, actividades, tareas y áreas de la vida, que se describen desde la perspectiva individual, social, biológica o corporal, que configuran cada uno de los sus capítulos (Ayuso-Mateos et al., 2006). Los dominios proponen la existencia de categorías, que contienen clases y subclases relacionadas con las unidades de clasificación y que se evalúan mediante calificadores.

#### ***3.2.1.1 Funcionamiento y discapacidad.***

La parte “Funcionamiento y discapacidad” incluye el componente corporal y el componente “Actividades y participación”. El componente corporal se diferencia en funciones (entre ellas las psicológicas) y estructuras corporales. El componente “Actividades y participación”, cubre distintos dominios del funcionamiento desde una perspectiva individual y social (Ayuso-Mateos et al., 2006).

Esta primera parte de la CIF se califica por separado. Las funciones y estructuras corporales se interpretan a partir de calificadores de cambios en los sistemas fisiológicos y en las estructuras anatómicas. En cambio, el componente “Actividades y participación” se interpreta a partir de los calificadores de desempeño y capacidad (Ayuso-Mateos et al., 2006).

### **3.2.1.2 Factores contextuales.**

La segunda parte de la CIF “Factores contextuales”, tiene 2 componentes, el factor ambiental y el factor personal. Los factores ambientales, o factores físicos, sociales o actitudinales, son aquellos presentes en el entorno del individuo. Estos se califican en función de si constituyen una barrera en el funcionamiento del individuo o un facilitador. En cambio, los factores personales, hacen referencia a variables como la raza, la edad o el género (Core Set, 2012).

Las categorías y funciones incluidas en la CIF se pueden clasificar en distintos niveles según la precisión requerida. El primer nivel abarca toda la estructura de la CIF antes descrita. Los niveles segundo y tercero son codificados con mayor especificidad. De esta forma, la estructura de la CIF proporciona un sistema de codificación sistemático y global de todos los estados de salud, que permite identificar no sólo barreras o limitaciones existentes, sino que hace hincapié en elementos positivos al permitir identificar facilitadores o factores positivos no estigmatizantes en todas las áreas descritas relacionadas con la salud (Ayuso-Mateos et al., 2006).

Para ejemplificar la aplicación de la CIF se considerará lo planteado por la Guía Clínica OA. Que señala que los pacientes y escenarios a los que se refiere la guía son los que consultan por dolor de rodilla persistente de al menos 30 días, que han sido atendidos por un médico y se les ha diagnosticado artrosis de rodilla y que ha sido clasificada como leve o moderada, equivalente a las categorías funcionales 2 y 3 del calificador de la CIF. (ver tabla 0.1). Por lo tanto, los pacientes en la categoría 4, lo más probable es que tengan enfermedad avanzada y no obtendrán beneficios con la terapia médica (Ministerio de Salud Chile, 2009). El calificador describe la aptitud de un individuo para realizar una tarea o acción y tiene por objetivo indicar el “máximo probable de funcionamiento” que una persona puede alcanzar en un dominio y en un momento dado. Por lo tanto, las limitaciones en la actividad se deben evaluar contrastándolas con los estándares comúnmente aceptados en la población sin ese estado de salud (Core Set, 2012).

Por su parte, Alviar, intentó determinar la dimensionalidad, confiabilidad y la adecuación de los niveles del calificador de la CIF y de los patrones del core set de OA, en sujetos con reemplazo protésico de cadera y rodilla. Sus principales conclusiones sugieren que los componentes de actividad, participación y funciones corporales, pero no la de las estructuras corporales, podrían integrarse, pero que solo sería una construcción unidimensional de la medida de funcionamiento de estas personas. Además, señala que los calificadores demuestran resultados variables en estas categorías, que requieren ser revalorizados. También que estas escalas de medida son más útiles en personas con limitaciones moderadas a severas (Alviar et al., 2012).

### **3.3 La marcha humana.**

#### **3.3.1 Definición.**

La marcha representa el movimiento voluntario más común y repetitivo que realizan los seres humanos (Winter, 1983). Corresponde a un proceso de locomoción, en el cual el cuerpo está en posición erguida y se mueve hacia adelante, siendo su peso soportado alternadamente en ambas piernas (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

En el momento en el que el cuerpo se desplaza sobre la pierna de soporte, la otra pierna se balancea hacia adelante para el siguiente apoyo. Por lo tanto, siempre uno de los pies se encontrará apoyado sobre el suelo. Esta situación genera que en el momento de la transferencia del peso corporal desde la pierna retrasada hacia la pierna adelantada, se produzca un pequeño intervalo de tiempo, en el cual ambos pies estarán apoyados sobre el suelo (Gómez-Ferrer, 2005; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

Por su parte Lamoreux (citado por Cámara, 2011) postula que la marcha humana corresponde a un “tipo de locomoción, en el cual el cuerpo humano se encuentra en posición erguida y en contacto con el suelo, permitiendo desplazar su centro de gravedad, con un gasto energético menor a otros tipos de locomoción humana”, de esta manera permite soportar su propio peso en forma alternada entre ambas extremidades inferiores (Cámara, 2011).

La marcha humana es considerada un fenómeno complejo, que requiere de la absoluta sincronización del sistema musculoesquelético. Para su estudio se requiere comprender los mecanismos que se suceden durante su ciclo, además de las fuerzas, los momentos articulares, los requerimientos energéticos y los mecanismos de adaptación corporal necesarios para su correcto funcionamiento (Sánchez Lacuesta et al., 2005)

### **3.3.2 Evolución filogenética de la marcha.**

Desde el punto de vista de la adaptación evolutiva, se plantea que existen cinco diferencias que separan al hombre de los otros homínidos. Estas corresponden al mayor tamaño del neocórtex, la reducción de la dentición anterior, la cultura, el comportamiento sexual monógamo y la bipedestación. Esta última es considerada como la más relevante, debido a la influencia que habría ejercido sobre el desarrollo de las otras (González, 2014).

La bipedestación no es un hito evolutivo exclusivo de los humanos. Al respecto Lovejoy plantea que la bipedestación es posible encontrarla en distintos tipos de primates y mamíferos. Sin embargo, los humanos son prácticamente los únicos seres que adoptaron esta postura como un mecanismo de desplazamiento permanente. Este cambio evolutivo requirió de diversas adaptaciones nerviosas y musculoesqueléticas dentro de las que se cuentan el aumento del tamaño cerebral y la adquisición de una lordosis lumbar flexible. Esta última adaptación se realizó con el propósito de permitir una ubicación vertical de la cabeza de los brazos y el tronco, por sobre las extremidades inferiores, con el objetivo de lograr su extensión completa durante la locomoción (O. Lovejoy, 2005).

A nivel de la cintura pélvica y el muslo se puede apreciar un aumento del canal de parto y el alargamiento de la extremidad inferior (C. O. Lovejoy, 2005). Además, de cambios en la estructura cortico-trabecular del cuello femoral, que podría explicar el gran componente de fuerza horizontal de los músculos abductores de cadera, necesarios para el control de la inclinación pélvica durante la fase de apoyo monopodal de la marcha (González, 2014).

En el caso de la rodilla, las principales adaptaciones corresponden: a) Valgo distintivo durante la fase de apoyo de la marcha b) Presencia de un mecanismo genómicamente especificado de retención patelar producto de la elevación del labio lateral condilar c) Alargamiento y cambios en la forma de ambos cóndilos femorales, para la reducción de la tensión del cartílago y la rotación tibial externa durante la extensión de la rodilla d) Prolongaciones anteriores de los cóndilos femorales, para el aumento funcional del brazo de palanca de la rótula y su consecuente reducción de la fuerza del cuádriceps, necesaria para la extensión de la rodilla. Sin embargo, se debe destacar que los tres primeros cambios mencionados, también estaban presente en la locomoción de los *Australopithecus Afarensis* (O. Lovejoy, 2007). Por su parte en el tobillo y el pie humano, se puede apreciar un orjejo mayor en aducción máxima, un gran calcáneo y región tarsal, un arco longitudinal medial pronunciado y pies relativamente cortos. Estas adaptaciones serian útiles para mantener una marcha por periodos prolongados (González, 2014).

### **3.3.3 Evolución ontogenética de la marcha.**

#### **3.3.3.1 *Marcha en la infancia.***

Durante el desarrollo motor de los primeros meses de vida, se puede observar que los niños evolucionan desde posiciones supinas, pronas e intermedias, en las cuales logran un control parcial de la cabeza y de las extremidades, hacia una postura sedente, que alcanzan cerca de los seis meses de vida (Agudelo et al., 2013). Posteriormente logran gatear alrededor de los nueve meses y comienzan a caminar cerca del año de vida (David Sutherland, 1997).

Inicialmente se aprecia un control inmaduro de la postura y falta de armonía y coordinación de la marcha. La marcha es inestable e insegura, se realiza con amplia base de sustentación, con gran flexión de cadera y rodillas, en especial en la fase de apoyo, con importantes fluctuaciones de la longitud del paso y de la zancada y caídas frecuentes (David H. Sutherland et al., 1980; Collado, Pascual, Álvarez, & Rodríguez, 2003; González, 2014).

Las extremidades superiores se mantienen en abducción, con codos en extensión y escaso braceo. Después de los dos años, comienza progresivamente el braceo, aumenta la longitud de la zancada y la velocidad de la marcha. No obstante, los niños de tres años aún presentan una alta variabilidad en la longitud de la zancada, al parecer relacionada con la inmadurez del sistema de control motor. Sin embargo, existe consenso que los niños de cinco años aproximadamente son capaces de lograr un patrón de marcha muy similar a los adultos (Hausdorff, Zeman, Peng, & Goldberger, 1999).

Los estudios de Beck (Beck, Andriacchi, Kuo, Fermier, & Galante, 1981), Hausdorff (Hausdorff et al., 1999) y Pei-Hsi (Chou, Chou, & Su, 2003), acerca de los diferentes patrones espaciotemporales y de la fuerza de reacción de la superficie (FRS) de la marcha de niños sanos, demostraron que su comportamiento varía significativamente hasta aproximadamente los 5 a 7 años. Posterior a este periodo, se asimilan más a la de un adulto. Por lo tanto, cobra relevancia fundamental, el correcto desarrollo del sistema nervioso central, que debe lograr un adecuado control motor de los eventos de este mecanismo, para así lograr una adecuada armonía entre movimiento y estabilidad.

### **3.3.3.2 *Marcha en la adolescencia.***

Existen escasos reportes de cambios relevantes en la marcha de adolescentes al igual que los adultos jóvenes sanos, debido a que en general logran caminar con ligereza, flexibilidad y agilidad, cualidades, que van disminuyendo con la edad (Collado et al., 2003).

### **3.3.3.3 *Marcha en el adulto.***

Las características principales de la marcha en el adulto se tratan en el apartado ciclo de la marcha.

#### **3.3.3.4 *Marcha en la vejez.***

Durante el envejecimiento normal se produce una serie de modificaciones en el sistema musculoesquelético y en los mecanismos nerviosos centrales y periféricos, que afectan la postura, el equilibrio y la capacidad de marcha (Calderon & Ulloa, 2016).

A nivel de la columna vertebral, se aprecia disminución de la altura de los discos intervertebrales, eventual acuñaamiento de vértebras por fracturas osteoporóticas y aumento de la cifosis dorsal que desplaza el centro de gravedad hacia anterior (Cerde, 2010).

En la cadera se puede observar desgaste del cartílago articular, reducción de su movilidad y tendencia al flexo de cadera. En los sujetos con OA de cadera severa, se puede encontrar disimetrías de las extremidades inferiores, sarcopenia y dolor articular. Esta situación puede favorecer la insuficiencia de los músculos abductores de la cadera (Cerde, 2010).

A nivel de la rodilla se presentan algunos cambios asociados con la OA, como disminución de la extensión y presencia de osteofitos. Estos últimos pueden dañar la capsula y ligamentos, producir inestabilidad y claudicación en la marcha (Cerde, 2010).

En el tobillo y pie se puede apreciar disminución del rango articular y de la fuerza del tríceps sural. Además de atrofia de las células fibro adiposas del talón, disminución de la movilidad de las articulaciones tarsiana, deformidad de los orfejos y atrofia de la musculatura intrínseca del pie (Cerde, 2010).

La marcha de los adultos mayores (AM) se caracteriza por reducción de las rotaciones pélvicas y del braceo, aumento relativo de la fase de apoyo bipodal y disminución de la monopodal, disminución de los rangos articulares de flexión y extensión de la cadera, de flexión de la rodilla especialmente en la fase de oscilación, de flexión plantar del tobillo en el despegue y de la flexión dorsal en la fase de choque de talón. Además de reducción de la velocidad, cadencia y la longitud del paso, aumento de la base de sustentación y del ancho de paso (Calderon & Ulloa, 2016; Cerde, 2010; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

Estos mecanismos tendrían por propósito mejorar la estabilidad y seguridad durante la marcha (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

Por su parte Ko y colaboradores (S. U. Ko, Simonsick, Husson, & Ferrucci, 2011), estudiaron la marcha en hombres y mujeres AM, con lo que concluyeron que las mujeres poseen menor velocidad, longitud de zancada y rangos de movimiento de cadera ( $p=0.004$ ), además de una mayor cadencia ( $p=0.006$ ) y mayor rango de tobillo ( $p<0.001$ ), que los hombres.

### **3.3.4 Breve historia del estudio de la marcha.**

Los primeros reportes de la historia antigua expresan que el movimiento y la marcha fueron de gran interés para griegos y romanos. En un principio se analizaba estos fenómenos basados en la observación, sin embargo, en la actualidad han evolucionado hacia procedimientos instrumentales y computacionales más complejos (Baker, 2007).

Aristóteles planteaba que “El animal que se mueve, hace su cambio de posición presionando lo que está por debajo de él”. Aludiendo al efecto de la gravedad y los sistemas de palancas. Por su parte Galeno describió en su obra “De Motu Musculorum”, la integración de las distintas estructuras del sistema musculoesquelético, función de músculos agonistas y antagonistas, así como la de los nervios periféricos (Collado-Vasquez, 2004).

Durante la edad media no se lograron avances relevantes con respecto a las ciencias relacionadas con el movimiento humano. En cambio, en el periodo del renacimiento se produjo un cambio relevante en la tendencia, en especial con la obra de Leonardo da Vinci (1452-1519) que desarrolló diversos conocimientos en distintas ciencias especialmente las referidas al estudio de la anatomía y fisiología del sistema musculoesquelético (Collado-Vasquez, 2004).

Otro actor relevante en el estudio del movimiento humano y de la marcha, fue Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679). Debido a que fue el primero en aplicar los principios físicos de Galileo, a la comprensión del funcionamiento del cuerpo humano. En el caso de la marcha, consideraba que la bipedestación podía ser explicada como un sistema de triángulos isósceles dinámicos, movilizadas por acciones de distintas fuerzas. Situación que incorporar el concepto de los sistemas de palancas de los segmentos corporales (Capozzo, 1991). Su obra principal “*Motu Animalium*” de 1680, contaba con dos partes: La primera analiza la función de los músculos y de los movimientos de las extremidades del hombre y de animales. La segunda se dedicaba al estudio de las funciones fisiológicas, con un claro enfoque mecánico. Al respecto postulaba que “Todo puede ser explicado mecánicamente”. Por lo que estas concepciones y sus aportes lo hicieron ser considerado el padre de la Biomecánica (Collado-Vasquez, 2004).

Durante el siglo XVII, Isaac Newton, contribuyó con sus leyes físicas a la comprensión de los principios del movimiento de los cuerpos celestes. Sin embargo, estos principios son utilizados hasta nuestros tiempos, como fundamentos para el análisis del movimiento humano y de la marcha (David H. Sutherland, 2001; Baker, 2007).

En el año 1836, los hermanos Weber publicaron su obra “*Mechanik der Menschlichen Gehwerkzeuge. Gottingen*”, enfocada a la descripción de las distintas fases de la marcha humana (Collado-Vasquez, 2004; Baker, 2007). A finales del siglo XIX y principios del XX, diversos autores contribuyeron al análisis de la marcha humana, como George Demeny (1850-1918), quien fue pionero en el estudio fotográfico de la marcha. Wilhelm Braune (1830-1904) y Otto Fisher (1861-1917), en el año 1895 lograron realizar el primer estudio tridimensional de la marcha. Estos esfuerzos fueron complementados con el desarrollo de las teorías del control motor de Nikolái Bernstein (1896-1966) desarrolladas a principios del siglo XX (Baker, 2007).

En la segunda mitad del siglo XX, se produjeron importantes avances en el estudio de la marcha humana, debido principalmente a la utilización de diversas tecnologías que permitieron realizar mediciones más objetivas. En este sentido se reconoce los aportes de

Verne Inman (1905-1980) y Howard Eberhast (1906-1993), que en el año 1945, crearon el “Laboratorio de Análisis de la Marcha Humana” de la Universidad de California, Berkeley. Sus estudios permitieron describir distintos parámetros cinemáticos y electromiográficos de la marcha, plasmados en la obra “Human Walking” de 1981 (Collado-Vasquez, 2004).

Otros autores relevantes fueron Pat Murray (1925-1984), que realizó diversos estudios acerca de los parámetros espaciotemporales de la marcha normal de hombres y mujeres, mediante la utilización de sistemas fotográficos simples. Por su parte Jaqueline Perry (1918-2013) fue pionera en la evaluación clínica electromiográfica de la marcha humana y David Sutherland (1923-2006) contribuyó al estudio de la marcha, mediante la digitalización de datos de diferentes sistemas de análisis (Baker, 2007). Más recientemente, destaca la obra de David Winter (1930-2012), quien realizó importantes estudios de los patrones de marcha (Winter, 1983) y de integración de sistemas tecnológicos de análisis cinéticos, cinemáticos y electromiográficos, además de la aplicación de diferentes conceptos físicos a estas tecnologías (D Sutherland, 2005).

### **3.3.5 Factores influyentes en la marcha humana.**

La marcha humana es un fenómeno intrínsecamente automático, que permite reducir la alta variabilidad del ciclo. Se reconoce que cada persona posee características propias en su forma de machar. Por lo tanto, existen diversos factores intrínsecos y extrínsecos que afectan esta capacidad (Collado-Vasquez, 2004).

#### **3.3.5.1 Factores intrínsecos.**

##### *3.3.5.1.1 Género.*

Desde el punto de vista anatómico hombres y mujeres presentan diferencias posturales. Las mujeres presentan habitualmente una lordosis lumbar e inclinación pélvica anterior mayor

que el hombre, debido principalmente al volumen mamario en la región anterior del tórax (Collado et al., 2003).

En relación con los parámetros espaciotemporales de la marcha, Cho y colaboradores (Cho, Park, & Kwon, 2004), concluyeron que las mujeres caminan con menores longitudes de zancada y ancho de paso, que los hombres. Además, su marcha se desarrolla con mayor flexión, aducción y rotación interna de cadera, y con un valgo de rodilla mayor que los hombres.

#### *3.3.5.1.2 Edad.*

Este punto se desarrolló en el apartado evolución ontogenética de la marcha.

#### *3.3.5.1.3 Peso.*

La obesidad es considerada como uno de los factores de riesgo más importantes y predictor de la progresión de la OA de cadera y rodilla. El índice de masa corporal (IMC) tiene una relación prácticamente lineal con la presencia de OA de rodilla. Por lo tanto, una reducción de un 5% del peso corporal se relaciona con la reducción de los niveles de discapacidad producida por la enfermedad (Grazio & Balen, 2009).

Lo anterior es confirmado por estudios que demuestran la relación lineal entre el aumento de peso corporal, las limitaciones de la marcha y del rendimiento físico (Stenholm, Sainio, Rantanen, Alanen, & Koskinen, 2007). Además de su relación con la disminución de la velocidad de marcha (Houston et al., 2009; Lai, Leung, Li, & Zhang, 2008), de la longitud zancada y el aumento del ángulo del paso (Spyropoulos, Pisciotta, Pavlou, Cairns, & Simon, 1991).

Los mecanismos que vinculan la obesidad, con la OA y la capacidad para caminar, aún son inciertos. Al parecer el exceso de peso corporal produce aumento de carga articular en las extremidades inferiores que a su vez facilitaría la producción de degeneración articular y deterioro de la marcha (Ling et al., 2003). Sin embargo, otros estudios (S. U. Ko, Ling,

Schreiber, Nesbitt, & Ferrucci, 2011), han demostrado que solo existen diferencias significativas en la velocidad y la fase de apoyo de la marcha, entre sujetos normopesos y obesos, pero no entre sujetos normopesos y con sobrepeso.

Por su parte Błaszczyk., demostró una relación inversa entre el IMC y el tiempo de oscilación, en cambio con el tiempo del apoyo bipodal demostró una relación directa ( $r=0,46$ ). Finalmente plantea que el aumento de la velocidad de oscilación de la pierna parece ser el mecanismo de adaptación principal que utilizan las mujeres obesas (Błaszczyk et al., 2011).

Heredia et. al, (Heredia-Jiménez, Mallagaray-corrall, Orantes-González, & Soto-Hermoso, 2017), demostraron que los sujetos con sobrepeso poseen una disminución significativa de la fase de oscilación y de apoyo monopodal ( $p<0.001$ ) junto con un aumento de la fase de apoyo y fase de apoyo bipodal ( $p<0.001$ ) comparado con un grupo normopeso. Por lo tanto, concluyó que la reducción de la fase de oscilación y el incremento de la fase de apoyo y fase de apoyo bipodal que manifestaron el grupo con sobrepeso, puede ser consecuencia del aumento de la inestabilidad que se produce durante la marcha debido al sobrepeso.

#### *3.3.5.1.4 Estatura.*

Habitualmente la talla de cada sujeto se relaciona proporcionalmente con la longitud de sus extremidades inferiores. Por lo tanto, este último factor puede modificar los distintos parámetros de marcha. Las personas de más baja estatura, que requieren realizar pasos más largos, deberán aumentar la oblicuidad de su pelvis y compensar este movimiento con las extremidades superiores. Por lo tanto, la mayor estatura de un sujeto se relaciona con una mayor longitud y altura del paso (Collado et al., 2003).

### **3.3.5.2 Factores extrínsecos.**

#### *3.3.5.2.1 Suelo.*

Los distintos tipos de suelo pueden influir en la forma que los sujetos caminan. Lo anterior se debe a la relación entre la rigidez de suelo, la magnitud del vector de fuerza de reacción de la superficie y las ondas que se produce en la fase de contacto de talón. Estas ondas se transmiten desde el pie hacia la cabeza (Light, McLellan, & Klenerman, 1980). Por lo que deben ser atenuadas mediante la acción de los huesos y tejidos blandos musculoesqueléticos (Voloshin, Wosk, & Brull, 1981). Para lo cual el humano dispone de diferentes mecanismos amortiguadores, como la grasa plantar, la tensión de los músculos tibial anterior, del cuádriceps y el mecanismo de eversión sub astragalina, en especial en la fase de contacto inicial (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

#### *3.3.5.2.2 Calzado.*

Las características estructurales del calzado son factores potencialmente influyentes en la dinámica de la marcha. Sin embargo, lo más relevante es la altura, el ancho y la capacidad de amortiguación de la superficie del calzado. Estos factores pueden afectar la postura y la estabilidad durante la bipedestación y la marcha. En el caso del taco, estos se pueden clasificar según su altura en taco bajo (0-2 centímetros), mediano (3 a 5 centímetros) y alto (mayor a 6 centímetros). Su uso produce aumento de la flexión plantar y rotación externa del tobillo. Esta flexión plantar fluctúa entre 90° y 124°, con el uso de tacos de 3,6 a 8 centímetros respectivamente (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

Además, produce aumento de flexión de rodilla, desplazamiento anterior del centro de masa corporal (COM) y aumento de la inestabilidad hacia anterior. Esta situación puede ser compensada por flexión de cadera, rodilla y tobillo. Sin embargo, cuando no se logran compensar, se puede producir aumento de la lordosis lumbar. Esta situación activa los isquiotibiales y abdominales, con el propósito de rotar la pelvis hacia posterior, para así extender la cadera y relajar los músculos isquiotibiales. Finalmente, el uso de tacos disminuye

la longitud del paso y la velocidad de marcha, aunque no se aprecian cambios importantes en la cadencia o la duración del ciclo (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

### **3.3.6 El ciclo de la marcha o de zancada.**

El ciclo de la marcha (CM) es la secuencia de acontecimientos que tiene lugar entre dos repeticiones consecutivas de cualquiera de los sucesos de la marcha. Sin embargo, se acepta por conveniencia que el CM, comienza en el instante en que uno de los talones o el pie toma contacto con la superficie. En el caso que el primer punto de contacto fuera el talón derecho, el ciclo concluiría con el nuevo apoyo del mismo talón (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

Durante el CM cada extremidad inferior realiza una fase de apoyo y una de oscilación. La fase de apoyo se inicia con el contacto inicial y finaliza con el despegue del antepié. En cambio, la fase de oscilación comienza en el momento del despegue del antepié y termina en el instante que se produce el nuevo contacto con el suelo. La fase de apoyo representa un 60% de la duración del CM, y la fase de oscilación el 40% restante (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005)

Ambos pies realizan los mismos eventos, con un desfase temporal de medio ciclo. Lo que supone la existencia de dos fases de apoyo bipodal o de doble apoyo, con una duración relativa de un 10% del CM. La duración de la fase de apoyo y de oscilación, está condicionada por la velocidad de la marcha. En la medida que aumenta la velocidad, disminuye progresivamente la fase de apoyo y aumenta la oscilación hasta desaparecer, en la transición desde la marcha hacia la carrera (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

### **3.3.6.1 *Período de apoyo monopodal.***

Es el intervalo durante el cual un solo miembro inferior se encuentra sobre el suelo, estando el miembro contralateral en oscilación (Sánchez Lacuesta et al., 2005). La duración de fase de apoyo monopodal, es la expresión temporal de este intervalo y coincide con el de oscilación contralateral. Además, la duración de fase de apoyo monopodal de un determinado pie, es equivalente a la suma del tiempo de apoyo monopodal del mismo pie y de los dos tiempos de apoyo bipodal (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

### **3.3.6.2 *Tiempo de apoyo bipodal.***

Comprende el tiempo en el que ambos pies están apoyados en el suelo (Cámara, 2011). Los dos tiempos de apoyo bipodal de una zancada muestran la misma magnitud. Por lo tanto, se recomiendan normalizar el tiempo de apoyo bipodal con el tiempo de zancada (Kadaba, Ramakrishnan, & Wootten, 1990). Las siguientes definiciones están en función del pie izquierdo, sin embargo, análogicamente son equivalentes al pie derecho.

### **3.3.6.3 *Longitud de paso.***

Este parámetro se refiere a la distancia medida en la línea de progresión, comprendida entre el apoyo del pie izquierdo y el apoyo del pie derecho (Collado-Vasquez, 2004; Sánchez Lacuesta et al., 2005). La longitud de paso derecho e izquierdo habitualmente son iguales. La fórmula que expresa la longitud de paso se muestra en la tabla 3.1 (Cámara, 2011).

*Tabla 3. 1 Fórmula de cálculo de longitud de paso.*

<b>Longitud de paso (m) = velocidad (m*min<sup>-1</sup>) / cadencia de pasos por minuto (pasos*min<sup>-1</sup>).</b>
---

#### **3.3.6.4 *Tiempo de paso.***

Corresponde al tiempo entre el contacto inicial de pie derecho y el contacto inicial del izquierdo. Es equivalente a la suma del tiempo de oscilación izquierdo y el tiempo de doble apoyo anterior (Sánchez Lacuesta et al., 2005). Los tiempos de paso izquierdo y derecho son similares. El tiempo de paso se debe normalizar con el tiempo de zancada, para poder realizar comparaciones, sin afectarse por las distintas velocidades de marcha registradas en cada sujeto (Cámara, 2011).

#### **3.3.6.5 *Ancho de paso.***

El ancho de paso también denominado, anchura del apoyo o base de sustentación. Corresponde a la distancia registrada entre los puntos medios de los talones (Sánchez Lacuesta et al., 2005). Esta medida representa la base de sustentación, su valor habitual es de cinco a 10 centímetros. Está relacionada directamente con la estabilidad y el equilibrio. Durante el ciclo de la marcha la pelvis debe desplazarse hacia el lado del apoyo del cuerpo, con el propósito de mantener la estabilidad en la fase del apoyo medio. Por lo tanto, una base de sustentación estrecha reduce el desplazamiento lateral del centro de gravedad (Agudelo et al., 2013).

#### **3.3.6.6 *Ángulo de paso.***

Este concepto corresponde al ángulo compuesto por la línea media del pie y la dirección de su progresión en la marcha (Sánchez Lacuesta et al., 2005). Por lo tanto, corresponde a la orientación del pie durante la fase de apoyo de la marcha. Su valor normal habitual fluctúa entre 5° y 8° (Agudelo et al., 2013).

### 3.3.6.7 *Fase de oscilación.*

La fase de oscilación transcurre entre el despegue del antepié hasta el siguiente contacto del mismo pie. El tiempo requerido para este evento se denomina tiempo de oscilación o balanceo (Sánchez Lacuesta et al., 2005). Según los planteamientos de Murray citado por Cámara (Cámara, 2011) esta variable no se afecta significativamente por la edad, la altura o la longitud de las extremidades inferiores (EE.II) de los sujetos. Sin embargo, para su correcta interpretación se debe normalizar en función del tiempo de zancada.

### 3.3.6.8 *Cadencia.*

Corresponde al número de pasos ejecutados en un intervalo de tiempo (Agudelo et al., 2013; Hollman, McDade, & Petersen, 2011; Sánchez Lacuesta et al., 2005) Este parámetro se registra habitualmente como la cantidad de pasos realizados en un minuto (pasos/min). Sin embargo, también puede ser registrado como la cantidad de pasos registrados en un segundo (pasos/seg). En el caso de ser expresada como pasos/seg. Esta se define como el doble de la inversa de la duración del CM o de la zancada (ver tabla 3.2.) (Sánchez Lacuesta et al., 2005). De esta definición se depende el concepto de “cadencia libre”, referida a la que se logra con velocidad de marcha espontánea (Cámara, 2011; Sánchez Lacuesta et al., 2005). Su unidad de medida habitual es la cantidad de pasos en un minuto (pasos/min).

*Tabla 3. 2. Fórmulas de cálculo de la cadencia de marcha.*

<i>Cadencia de pasos ( Pasos *s<sup>-1</sup>) = Número de pasos (pasos)/tiempo (s)</i>
a) Cadencia (pasos/s) = 2/duración del CM.
b) Cadencia (pasos/min) =120/duración de la zancada
c) Cadencia de pasos (pasos*min <sup>-1</sup> ) = (velocidad (m*s <sup>-1</sup> )/longitud de zancada (m))*120
d) Cadencia de pasos (pasos *m <sup>-1</sup> ) = 600 / tiempo tardado en dar 10 pasos (s)

Según Perry (Perry, 1992), la cadencia es mayor en la mujer con valor referencial de 117 pasos/min. que en el hombre 111 pasos/min. Esta situación tiene relación, con el hecho que habitualmente las mujeres poseen menor estatura, longitud de las EE.II, del paso y zancada. Por lo tanto, el incremento de la cadencia podría corresponder a un medio compensatorio para mantener una velocidad de marcha equivalente a los hombres.

La cadencia habitual de un adulto es cercana a 90 pasos/min. Sin embargo, puede variar en función de la velocidad de la marcha. Por lo tanto, los sujetos que caminan a baja velocidad alcanzan 70 pasos/min. En cambio, los sujetos más veloces pueden llegar a 130-150 pasos/min (Agudelo et al., 2013). En la tabla 3.3. se aprecia los valores referenciales de la cadencia, planteado por distintos autores

*Tabla 3. 3. Valores referenciales de cadencia.*

<b>Autor</b>	<b>Edad (años)</b>	<b>Condición de calzado</b>	<b>Cadencia de pasos (Pasos*min<sup>-1</sup>)</b>
Murray (1966)	20-65	Calzada (no especifica)	113
Kadaba (1990)	18-40	Descalza	112 (9)
Radin (1991)	27,7	Descalza	113 (6)
Sekiya (1997)	25,9 (4,1)	Calzada (no especifica)	108 (9,7)
Sekiya (1998)	22,4	Calzada (no especifica)	108,5 (7,6)
Polio (1998)	27,2 (3,6)	Calzada (no especifica)	111,4 (8,2)
Cutlip (2000)	22,1	Calzada (no especifica)	106,7 – 117,1
Riley (2001)	27 (4,6)	Descalza	108 (5)
Menz (2003)	22-39	Zapatos Oxford™	103,3 (7,3)
Menz (2004)	22-40	Zapatos Oxford™	110,7 (6,9)

La tabla muestra paréntesis la desviación típica. Obtenida de Cámara, J. (2011). Analisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales. *Entramado*, 7(1), 160–173).

### 3.3.6.9 Longitud de zancada.

Es la distancia registrada entre dos apoyos consecutivos del mismo pie (Blanc, Balmer, Landis, & Vingerhoets, 1999; Sánchez Lacuesta et al., 2005). Una zancada está compuesta por dos pasos, consecutivos, por lo tanto, corresponde a la suma de las longitudes de dos pasos consecutivos (Sánchez Lacuesta et al., 2005; Titianova, Pitkänen, Pääkkönen, Sivenius, & Tarkka, 2003; Vaughan, Davis, & O'Connor, 1999).

El peso influye en las fuerzas que se ejercen sobre el suelo durante la marcha. En este sentido las personas obesas tienen su centro de gravedad (C.G) habitualmente desplazado hacia adelante, que dificulta los movimientos pélvicos compensatorios (Collado, 2002). La longitud de zancada (LZ) izquierda se puede calcular mediante las fórmulas presentes en la tabla 3.4. Por analogía, el cálculo es equivalente para la longitud de zancada derecha (Cámara, 2011). En cambio, la tabla 3.5, presenta valores referenciales de la longitud de zancada.

*Tabla 3. 4. Fórmulas para cálculo de longitud de zancada.*

Longitud zancada izquierda = longitud de paso derecho + longitud de paso izquierdo (m)
Longitud zancada (m) = velocidad ( $m \cdot s^{-1}$ ) · tiempo de zancada (s)

*Tabla 3. 5. Valores referenciales de longitud de zancada.*

<b>Autor</b>	<b>Edad (años)</b>	<b>Condición de calzado</b>	<b>Longitud de zancada (m)</b>
Murray (1964)	20-65	Calzada (no especifica)	1,55 – 1,58
Murray (1966)	20-65	Calzada (no especifica)	1,56 (0,13)
Kadaba (1990)	18-40	Descalza	1,41
Polio (1998)	27,2 (3,6)	Calzada (no especifica)	1,46 (0,9)
Mills (2001)	24,9 (0,9)	Calzada (no especifica)	1,7
Gill (2003)	22-43	Descalza	1,46 (0,08)
Van Uden (2004)	19-59	Calzada (no especifica)	1,55 (0,17)

Obtenida de Cámara, J. (2011). Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio- temporales. *Entramado*, 7(1), 160–173).

### **3.3.6.10 Tiempo de zancada.**

Comprende el intervalo entre dos apoyos sucesivos del mismo pie en el suelo (Titianova et al., 2003). Esta variable está compuesta por un tiempo de apoyo y un tiempo de balanceo del mismo pie. Su cálculo se puede establecer de la siguiente manera. Tiempo de zancada (s) = 120 / cadencia (pasos\*min<sup>-1</sup>). Los valores referenciales de este parameros se presentan en la tabla 3.6.

*Tabla 3. 6. Valores referenciales de tiempo de zancada.*

<b>Autor</b>	<b>Edad</b>	<b>Condición de calzado</b>	<b>TZ (s)</b>
Bresler (1950)	No especifica	Calzada (no especifica)	1,18
Murray (1964)	30-35	Calzada (no especifica)	1,08 (0,10)
Murray (1966)	20-65	Calzada (no especifica)	1,06 (0,09)
Kadaba (1990)	18-40	Descalza	1,08 (0,08)
Mills (2001)	24,9 (0,9)	Calzada (no especifica)	1,18 (0,02)
Gill (2003)	22-43	Descalza	1,06 (0,09)
Van Uden (2004)	19-59	Calzada (no especifica)	1,10 (0,06)

Obtenida de Cámara, J. (2011). Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio- temporales. *Entramado*, 7 (1), 160–173).

### **3.3.6.11 Velocidad de marcha.**

Este parámetro se define como la distancia recorrida por el cuerpo en una unidad de tiempo en la dirección considerada. La velocidad media puede calcularse como el producto entre la longitud de la zancada y la cadencia (Sánchez Lacuesta et al., 2005). La fórmula que expresa esta variable se puede apreciar en la tabla 3.7 (Cámara, 2011).

*Tabla 3. 7. Fórmulas para cálculo de la velocidad marcha.*

Velocidad: (m/s) = longitud de zancada (m) x cadencia (pasos/minutos) /120.
Velocidad (m·s <sup>-1</sup> ) = longitud de zancada (m) / tiempo de zancada (s)

Como se expresa, existe relación de dependencia entre la velocidad de la marcha, la longitud de la zancada y el tiempo de zancada. Por lo tanto, la modificación de alguna de estas variables modificará la velocidad (Cámara, 2011; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

La velocidad de la marcha puede ser espontánea o impuesta. La espontánea se refiere a la velocidad de marcha que una persona logra andar con naturalidad, sin imposición de ninguna velocidad predeterminada. A esta velocidad se produciría el menor gasto energético, que con otras velocidades. En cambio, la velocidad impuesta, se refiere una velocidad específica mayor o menor a la habitual, que como su nombre lo indica, es impuesta a un sujeto. Esta tiene la desventaja que representa un condicionamiento, que impedirá marchar con naturalidad (Cámara, 2011).

La velocidad media espontánea de adultos sanos de 18 a 64 años, de ambos sexos puede variar entre 1.28 y 1.40 m/s. Si se utiliza la relación de tiempo en un minuto, esta velocidad es de 82 m/min. Y varía entre 60 m/min y 100 m/min. Por lo tanto, los varones son un 5% más rápidos que la media (86 m/min) y las mujeres un 6% más lentas (77 m/min) (Hollman et al., 2011). En la tabla 3.8, se pueden apreciar rangos de velocidad espontánea de la marcha de sujetos de 13 a 64 años. En cambio, la tabla 3.9. muestra valores referenciales de velocidades espontáneas en diferentes estudios.

*Tabla 3. 8. Valores referenciales de velocidad espontánea de la marcha según grupo etario.*

<b>Edad (años)</b>	<b>Velocidad (m/s)</b>
13-14	0,95-1,67
15-17	1,03-1,75
18-49	1,10-1,82
50-64	0,96-1,68

Tabla 3. 9. Velocidades espontáneas adoptadas en diferentes estudios.

<b>Autor</b>	<b>Edad</b>	<b>Condición de calzado</b>	<b>Velocidad (m/s)</b>
Ralston (1958)	22-51	No específica	1,23
Murra (1964)	20-65	Calzada (no específica)	1,51 (0,2)
Kadaba (1990)	18-40	Descalza	1,34 (0,22)
Radin (1991)	27,7	Descalza	1,37
Sekiya (1997)	25,9 (4,1)	Calzada (no específica)	1,38 (0,33)
Sekiya (1998)	22,4	Calzada (no específica)	1,2
Polio (1998)	27,2 (3,6)	Calzada (no específica)	1,35 (0,11)
Della Croce (2001)	24,6 (4,0)	Descalza	1,2 (0,14)
Mills (2001)	24,9 (0,9)	Calzada (no específica)	1,41 (0,04)
Riley (2001)	23,9 (4,4)	Descalza	1,19 (0,13)
Riley (2001)	27 (4,6)	Descalza	1,2
Gill (2003)	22,2-43,3	Descalza	1,38
Menz (2003)	22-39	Zapatos Oxford™	1,33 (0,19)
Minetti (2003)	31,8 (8,4)	Calzada (no específica)	1,38
Menz (2004)	22-40	Zapatos Oxford™	1,43 (0,14)
Orendurff (2004)	26,9 (5,7)	Descalza	1,61 (0,22)
Van Uden (2004)	19-59	Calzada (no específica)	1,42 (0,19)
Zilstra (2004)	19-27	Calzada (no específica)	1,45 (0,11)

Obtenida Cámara, J. (2011). Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio- temporales. *Entramado*, 7(1), 160–173.

### **3.3.7 Parámetros espaciotemporales de la marcha.**

Para describir los distintos eventos de la marcha se han utilizado las variaciones espaciales de los segmentos y articulaciones del cuerpo, que en su conjunto se denominan parámetros espaciales. En cambio, los que están en función del tiempo se denominan parámetros temporales. Por lo tanto, la utilización conjunta de ambos elementos origina los parámetros espaciotemporales de la marcha (PETM) (Sánchez Lacuesta et al., 2005; Agudelo et al., 2013).

Los PETM han sido estudiados por diferentes autores (Murray, Drought, & Kory, 1964; Hollman, Kovash, Kubik, & Linbo, 2007; Hollman et al., 2011; Cámara, 2011). Su importancia radica en que son considerados los prerequisites básicos para el análisis de los distintos componentes de la marcha dentro de cada ciclo de zancada (Zijlstra & Hof, 2003).

Por lo tanto, los PETM son una forma simple de evaluar objetivamente la disfunción de la marcha y monitorear el progreso del tratamiento en un entorno clínico. Uno de los parámetros más utilizados es la velocidad de marcha autoelegida, que es una función de la longitud de zancada y el tiempo de zancada (o cadencia), por lo tanto, es considerada una variable espacial-temporal primaria de la función de marcha general (Constantinou et al., 2014).

Esta parametrización requiere de la detección de algunas fases relevantes como el contacto del talón, debido a que prácticamente todos los análisis de las sucesivas fases de la marcha se basan en la detección de este contacto y representa el inicio del ciclo de zancada. Además, la relación entre la duración de los ciclos de zancada subsiguientes y los pasos izquierdos y derecho, permiten realizar estimaciones de la longitud del paso y de la velocidad de marcha. Una de las ventajas actuales es que estos parámetros se pueden obtener a partir de las aceleraciones del tronco inferior mediante el uso de acelerómetros (Zijlstra & Hof, 2003).

Los PETM, pueden variar entre distintas personas, inclusive entre el mismo sujeto. Sin embargo, suelen ser representativos de la marcha de una persona. Sobre todo, en la medida que las condiciones y factores influyentes se mantienen constantes. Una de sus principales ventajas, es que permiten identificar algunas deficiencias corporales, o modificaciones del patrón de marcha (Agudelo et al., 2013).

La aplicabilidad de los PETM es amplia, sobre todo en el estudio del comportamiento de sujetos con diferentes condiciones de salud. En el caso de las personas con OA de rodilla, son útiles como orientación para su tratamiento (Al-Zahrani & Bakheit, 2002).

Existen variados parámetros espaciotemporales de la marcha, dentro de los que se cuenta la duración de fase de apoyo monopodal, tiempo de balanceo, tiempo de doble apoyo, tiempo de ciclo de marcha, longitud del paso, cadencia, longitud de zancada y la velocidad de marcha. Sin embargo, estos últimos tres son especialmente interesantes debido a que son reconocidos como buenos indicadores de la funcionalidad (Buganè, Benedetti, D'Angeli, & Leardini, 2014).

### **3.3.8 Subdivisión del ciclo de la marcha.**

Como se mencionó previamente el CM se origina con el contacto de una de las extremidades inferiores hasta el nuevo contacto ipsilateral. Dando origen a la fase de apoyo y oscilación. Cada CM se puede subdividir en subfases caracterizadas por acontecimientos continuos, iniciando con el contacto del talón, prosiguiendo con el apoyo completo de la planta del pie, despegue del talón o del retropié, despegue de los dedos o del antepié, oscilación del miembro, hasta el siguiente contacto del talón (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

Según los planteamientos de Winter, 1991 (citado por Sánchez Lacuesta et al., 2005), existen tres subfases del apoyo denominadas: fase de recepción de la carga, fase media del apoyo, fase de despegue, y dos subfases de oscilación: fase inicial de la oscilación y fase final de la oscilación.

Durante el periodo del apoyo, se produce la fase de recepción de la carga, que transcurre entre el contacto inicial y el apoyo completo del pie. A continuación, se produce la fase media de apoyo que se extiende hasta el momento en que se genera el despegue del talón. Finalmente, se produce la fase de despegue, que se prolonga hasta el momento en que los dedos se despegan del suelo. Por su parte la oscilación se subdivide en 2 partes iguales de la misma duración (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

Por su parte Perry (Perry, 1992) plantea otra forma de analizar las subfases de la marcha. Mediante la subdivisión en cinco subfases de apoyo y tres subfases de oscilación. porcentaje indicado en cada una de ellas es relativo a la duración total del CM. Además, estos registros son representativos de los promedios de sujetos que caminan a cadencia libre (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

#### **Subdivisión de la fase de apoyo:**

- a) Fase de contacto inicial (CI). 0-2%.
- b) Fase inicial del apoyo, apoyo inicial o de respuesta a la carga. (AI). 0-10%.
- c) Fase media del apoyo o apoyo medio. (AM). 10-30%.
- d) Fase final del apoyo o apoyo final. (AF). 30-50%.
- e) Fase previa a la oscilación u oscilación previa. (OP). 50-60%.

#### **Subdivisión de la fase de oscilación:**

- a) Fase inicial de la oscilación u oscilación final. (OI). 60-73%.
- b) Fase media de la oscilación u oscilación media. (OM). 73-87%.
- c) Fase final de la oscilación (OF). 87-100%.

### ***3.3.8.1 Subdivisión de la fase de apoyo.***

#### ***3.3.8.1.1 Fase de contacto inicial.***

Representa el instante en el que el pie toma contacto con el suelo. Su objetivo principal es posicionar la EE.II para iniciar el apoyo. En sujetos normales el contacto inicial se logra a través del talón (Perry, 1992). La línea de acción del vector de fuerza de reacción de la superficie (VFRS) se ubica posterior a la articulación del tobillo, coincidente con la rodilla o ligeramente por delante de ella, al igual que en la cadera. La disposición del VFRS genera un momento de flexión plantar en el tobillo, de ligera o nula extensión en la rodilla y de flexión

en la cadera. Esta situación produce un momento interno que contrarresta la acción externa. Por lo tanto, se activa la musculatura flexora dorsal de tobillo; los músculos isquiotibiales y los extensores de la cadera respectivamente (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005)

Por su parte el cuádriceps se activa en preparación para la siguiente fase. En la fase de contacto inicial se produce lo que se ha denominado primer rodillo o rodillo del talón, refiriéndose al movimiento de rodadura del pie hacia abajo, con apoyo del talón en la superficie, que es controlado por la acción del tibial anterior. Mientras los músculos abductores de cadera actúan excéntricamente para contrarrestar el momento de aducción generado por el efecto de la masa corporal (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005)

#### 3.3.8.1.2 *Fase inicial del apoyo.*

La fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga, prosigue a la anterior y coincide con el primer período de doble apoyo. Transcurre, entre el instante de contacto inicial y el despegue del antepié de la EE.II contralateral. En esta fase la extremidad debe absorber el impacto inicial, mantener la estabilidad y progresar hacia la siguiente fase. Desde el punto de vista de la movilidad articular, la rodilla se flexiona y el tobillo realiza flexión plantar, mediante el control del cuádriceps y del tibial anterior respectivamente (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

El propósito fundamental de esta fase es mantener una progresión suave, durante el descenso amortiguado del cuerpo a través del rodillo del talón. Este proceso de desaceleración está caracterizado por un aumento de la magnitud vertical del VFRS, por sobre el valor del peso corporal (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005)

Al final de esta fase, se puede apreciar una flexión de 15° de la rodilla y de 10° del tobillo. Además, se completa el rodillo de talón y comienza el del tobillo. El VFRS se ubica por delante del tobillo, por lo tanto, cesa la actividad del tibial anterior y comienzan la del tríceps sural, del tibial posterior y del peroneo lateral largo. La rodilla se mantiene en flexión y es estabilizada por la acción del cuádriceps, con excepción del recto anterior, para evitar una acción flexora en el momento en que la cadera se encuentra precisamente en la posición

contraria. En la medida que el VFRS se ubica posterior a la cadera, genera un efecto extensor sobre esta, con el consecuente cese de actividad de los extensores de cadera (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

Al considerar la visión del plano frontal, se produce transferencia del peso del cuerpo hacia la extremidad apoyada, por lo tanto, el tensor de la fascia lata (TFL) reduce el momento en varo en la rodilla. En el caso del pie, el VFRS, se localiza lateral al talón, por lo tanto, genera un momento eversor. Este evento produce que el calcáneo rote internamente sobre el astrágalo, que a su vez rota internamente la tibia y el peroné (fíbula), que posteriormente se transmite al fémur (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

A continuación de lo anterior, el despegue de la EE.II contralateral marca el inicio de la fase de apoyo monopodal. En este instante el COM alcanza su ubicación vertical más alta. La fase de apoyo monopodal se puede dividir en dos mitades la primera es la fase media del apoyo (AM) y la segunda es la fase final del apoyo (AF) (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

#### *3.3.8.1.3 Fase media del apoyo.*

Esta fase se prolonga hasta el despegue de talón ipsilateral. Tiene por objetivo la progresión del cuerpo sobre el pie apoyado, además de mantener la estabilidad de la extremidad y del tronco. Una vez apoyado todo el pie, se produce dorsiflexión de tobillo, finalización de la flexión y comienzo de la extensión de la rodilla (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005)

Desde una visión sagital, el VFRS se ubica por delante del tobillo y de la rodilla, pero posterior a la cadera, creando momentos extensores en las dos últimas articulaciones. Esta acción es estabilizada por los ligamentos iliofemoral y la cápsula posterior de la cadera y el ligamento cruzado de la rodilla. Estos tienen por misión limitar la hiperextensión de cadera y rodilla respectivamente. Una vez que se produce este fenómeno, cesa la actividad del glúteo mayor, de los isquiotibiales y del cuádriceps. En cambio, el sóleo, sigue activo para controlar el desplazamiento del VFRS, y mantener la estabilidad de la EE.II (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

En el plano frontal, se puede apreciar desplazamiento de la masa corporal e inclinación pélvica de 5° hacia el lado contralateral, que produce un momento de aducción de cadera, y varo en la rodilla, que son contrarrestados por la acción de los músculos abductores de la cadera y el tensor de la fascia lata. Paralelamente la estabilidad del tobillo y del pie la otorgan el tibial posterior y los peroneos (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

En el plano transversal, continua la rotación interna de la pierna y del muslo. Este último hasta alcanzar la extensión de la rodilla. Por su parte la pelvis y los hombros rotan pasivamente en dirección contraria como mecanismo compensatorio del momento angular (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

#### *3.3.8.1.4 Fase final del apoyo.*

La fase final del apoyo comienza con el despegue del talón y finaliza cuando la EE.II contralateral contacta el suelo. En esta fase el cuerpo se desplaza hacia anterior y sobrepasa el pie de soporte (Perry, 1992). Su objetivo fundamental es proporcionar aceleración y asegurar una longitud de zancada adecuada. Esta aceleración es producida por la caída anterior del COM corporal en conjunto con la contracción concéntrica del tríceps sural (Perry, 1992).

El hito que representa el inicio de la fase es el instante en el cual el COM adelanta al centro de presión (COP). Esto permite que el cuerpo se desplace y comience a caer hacia anterior y al lado no apoyado. La utilidad de este mecanismo es generar entre un 80% y 85% de la energía necesaria para la marcha (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

En el plano sagital, se puede apreciar que los gemelos y el sóleo controlan la dorsiflexión del tobillo y el despegue del talón. Esto marca el inicio del tercer rodillo, o rodillo del antepié, en el cual las cabezas de los metatarsianos actúan como punto de apoyo para la rotación de la EE.II. Cuando comienza esta rotación, la inversión del retropié bloquea la articulación sub astragalina (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

En el plano transversal la pelvis y la EE.II contralateral continúan su rotación hacia anterior, permitiendo prolongar la longitud del paso. En el plano frontal se mantiene la

aducción de la cadera y la estabilización de los abductores de cadera y el tensor de la fascia lata (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

En esta fase la rodilla se extiende prácticamente por completa y hacia el final de la fase la cadera realiza lo mismo, en cambio las articulaciones metatarso falángicas se encuentran en 20° de flexión dorsal. El VFRS se ubica por delante de la rodilla y posterior a la cadera, lo que permite la estabilización pasiva de ambas articulaciones. Mientras tanto la extremidad contralateral se encuentra en fase final de la oscilación (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005)

#### *3.3.8.1.5 Fase previa a la oscilación.*

El instante en que se produce el contacto inicial del miembro contralateral, señala el inicio de esta fase y del segundo período de doble apoyo. La fase concluye con el despegue del antepié. Su función principal es preparar la EE.II para iniciar la fase de oscilación. En esta fase los flexores de cadera, impulsan el muslo hacia adelante y producen flexión de rodilla (Perry, 1992).

El VFRS se ubica detrás de la rodilla y anterior al tobillo, y genera un momento dorsiflexión. Este momento disminuye rápidamente por la reducción del VFRS de la EE.II apoyada, que permite a los flexores plantares contribuir a la flexión de rodilla (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

Desde el punto de vista muscular el recto anterior del cuádriceps aumenta la fuerza de flexión de la cadera, impidiendo la flexión excesiva de la rodilla y la elevación del talón. Adicionalmente se produce flexión plantar de tobillo, para lograr el alargamiento funcional de la longitud de la EE.II apoyada, con el objetivo de reducir la caída del COM y la conservación de la energía. Durante el despegue del antepié, a cadencia normal, se pueden apreciar 27° de flexión plantar de tobillo, 45° de flexión de rodilla y 5° de flexión de cadera (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

En el plano frontal, se aprecia transferencia del peso corporal hacia la EE.II contralateral. Por lo tanto, los abductores de cadera cesan su actividad, debido a la reducción del momento de aducción. Por su parte los músculos recto interno y el aductor mayor aumentan su actividad y contribuyen a la flexión de la cadera, debido a la posición retrasada del miembro apoyado con respecto a la pelvis. En el plano transversal, se aprecia máxima rotación de la pelvis homolateral hacia el final de la fase (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

Al iniciar la etapa de pre-oscilación la pelvis, comienza a rotar hacia anterior junto con la EE.II ahora retrasada, por lo tanto, en la medida que se produce el avance del muslo, este rota externamente en conjunto con la pierna y pie (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

### **3.3.8.2      *Subdivisión de la fase de oscilación.***

#### *3.3.8.2.1 Fase inicial de oscilación.*

El primer tercio de la fase de oscilación se denomina fase inicial de oscilación. Esta se inicia en el momento del despegue de la EE.II y concluye cuando se alcanza la extremidad contralateral. La EE. II oscilante se desplaza hacia delante debido a la flexión de cadera y rodilla. El objetivo básico de esta fase es conseguir una separación suficiente entre el pie y el suelo para lograr una cadencia adecuada (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

La fase inicial de la oscilación comienza con el despegue del antepié, por lo tanto, no existe VFRS. Sin embargo, la pierna oscilante recibe el efecto la gravedad y de las fuerzas de inercia. A nivel del tobillo estas fuerzas producen un momento de flexión plantar que es contrarrestado por el tibial anterior (Perry, 1992).

Para modificar la cadencia, se requiere variar el período de oscilación de la extremidad oscilante. Esto se puede lograr mediante un mayor o menor grado de flexión de la rodilla, conservando el balance entre las fuerzas inerciales (flexión) y gravitatorias (extensión) (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

A cadencia normal, se logra el equilibrio y no es necesaria la acción muscular. En cambio, en condición de marcha rápida (alta cadencia), predomina el momento de flexión, que deben ser contrarrestada por el recto anterior del cuádriceps. En el caso de la marcha a baja velocidad (baja cadencia), el efecto de la inercia es insuficiente y requiere de la acción del sartorio, el recto interno y la porción corta del bíceps crural, con el propósito de lograr una flexión de rodilla de al menos 60°, para separar el pie del suelo en forma suficiente (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

Además, se observa que los flexores de cadera aceleran la EE.II en oscilación y contrarrestan la acción gravitatoria (extensión). A cadencia normal este efecto lo produce el psoas ilíaco. En el caso de requerir aumentar la velocidad de la marcha, se debe contar con la acción del recto anterior del cuádriceps. Su acción biarticular permite contraponerse al excesivo momento externo de flexión de la rodilla, para así trabajar en forma prácticamente isométrica, funcionando como una banda elástica, que transfiere energía desde la rodilla hacia la cadera. Por su parte el bíceps crural, los gemelos, el aductor mayor y el psoas ilíaco, transfieren energía, contribuyendo a la conservación de la energía (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

En el plano frontal, se puede apreciar una sinergia entre los aductores y los flexores de cadera, con el propósito de avanzar la EE.II oscilante. Adicionalmente se produce la caída pélvica, para reducir el movimiento vertical del COM y aumentar la flexión de rodilla. En el plano transversal, se aprecia que la pelvis rota hacia anterior, por la acción del aductor mayor del muslo de la EE.II apoyada, que provoca que muslo, pierna y pie roten externamente (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

#### *3.3.8.2 Fase media de la oscilación.*

El segundo tercio de la oscilación se denomina fase media de oscilación. Esta etapa comienza en el instante que se cruzan las EE.II entre sí y finaliza cuando la tibia oscilante alcanza la posición vertical. Durante esta fase la EE.II oscilante se mantiene lejana del piso, debido a la dorsiflexión del tobillo y flexión de la cadera (Sánchez Lacuesta et al., 2005). Su finalidad es mantener la separación entre el pie y el suelo. No obstante, la rodilla se

extiende durante esta fase, por lo que se requiere que la pelvis se encuentre horizontal y una suficiente flexión de cadera y dorsiflexión de tobillo, para así lograr una separación mínima del suelo de  $1.29 \pm 0.45$  cm (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

En el plano sagital se puede apreciar que la EE.II oscilante se comporta como un péndulo. Por lo tanto, cualquier aceleración de este durante la fase inicial de la oscilación debe compensarse en la fase final (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

En esta fase la actividad muscular es mínima. Al principio, el muslo se encuentra relativamente vertical y pasa bajo el tronco junto a la EE.II apoyada. En cambio, al final de la fase, la cadera alcanza su máxima flexión y la pierna se encuentra vertical, mientras continua la extensión de rodilla. Por lo tanto, los movimientos de cadera y rodilla se producen únicamente por acción de fuerzas inerciales y gravitatorias. No obstante, el tibial anterior actúa concéntricamente reduciendo la flexión plantar (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

Los rangos articulares de la EE.II al final de la fase, alcanzan  $35^\circ$  de flexión de cadera,  $30^\circ$  de flexión de rodilla, y el pie se encuentra prácticamente en posición neutral (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

En el plano frontal, se observa inactividad de los aductores de la cadera y los movimientos de la EE.II son por efecto de la inercia. La pelvis retorna a su posición neutral, y ambos EE.II pasan uno junto al otro y continúa la rotación externa del muslo y de la pierna (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

#### *3.3.8.2.3 Fase final de la oscilación.*

El último tercio del periodo de oscilación corresponde a la fase final de la oscilación. Esta concluye con el contacto de la EE.II oscilante con el suelo. Su objetivo es desacelerar la pierna y pre-posicionar correctamente el pie para establecer contacto con el suelo (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005)

En el plano sagital, la cadera alcanza su máxima flexión, la rodilla está en extensión máxima y el pie se encuentra en posición neutral, con respecto a la pierna para realizar el contacto del talón (Perry, 1992).

La rodilla varía de 30° de flexión al inicio de la fase a estar prácticamente extendida al final de esta. Los isquiotibiales deben desacelerar el muslo y la pierna, evitando una hiperextensión de rodilla brusca. A su vez, los extensores de cadera, el cuádriceps y el tibial anterior, se preparan para resistir el momento producido por el VFRS en el contacto inicial. (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

En el plano frontal, se aprecia un momento externo de aducción, que se equilibra con la acción de los abductores de cadera y al tensor de la fascia lata. En el plano transversal la pierna oscilante y la pelvis ipsilateral continúa rotando hacia adelante, para prolongar la longitud efectiva del paso. La rodilla de la EE.II oscilante está extendida y muslo y pierna rotan externamente, con ligera supinación del retropié (inversión). Debido a lo anterior la aponeurosis plantar rigidiza el arco plantar, asegurando un brazo de palanca adecuada para el tríceps sural. Por su lado el tibial posterior, peroneos laterales, flexor largo común de los dedos y el flexor largo del dedo gordo se encuentran activos (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

En el plano frontal, los abductores de cadera intervienen justo antes del contacto inicial para soportar el inminente momento de aducción. Por su lado el pie debe posicionarse adecuadamente y ser estabilizado por la musculatura adecuada, para así evitar una posición de valgo o varo exagerado, que facilita la ocurrencia de esguince en el momento del próximo contacto inicial. En el plano transversal, la pelvis rota hacia anterior acompañando a la EE.II oscilante. La rotación externa del muslo, pierna y pie continúa hasta iniciada la fase de apoyo (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

### **3.3.9 Mecanismos de optimización de la marcha.**

El planteamiento clásico, señala que desde el punto de vista energético el sistema musculoesquelético humano no es muy eficiente. Sin embargo, ha desarrollado diversos mecanismos destinados a la optimización energética, con el objetivo de mejorar el rendimiento durante la marcha. Estos mecanismos son la transferencia energética y la minimización del desplazamiento del centro de gravedad. En contraste con lo anterior, la marcha patológica, puede demandar hasta el doble de la energía metabólica que la marcha de sujetos saludables (Kuo & Donelan, 2010; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

Según Winter (Winter, Quanbury, & Reimer, 1976), la energía traslacional corresponde a la energía que se almacena como resultado de la velocidad lineal del centro de masa. En cambio, la energía rotacional corresponde a una función de su velocidad angular en un plano determinado. Desde el punto de vista de la transferencia de energía de la marcha, se pueden apreciar dos formas de intercambio: la conversión de energía cinética y potencial y la transferencia de energía entre los segmentos. Un ejemplo del fenómeno de conversión de energía cinética y potencial en la marcha corresponde al movimiento del tronco durante la fase de apoyo bipodal. En esta fase el CG corporal, se ubica en su punto más bajo, con máxima velocidad hacia anterior. En esta situación la energía potencial es mínima, en cambio la cinética es máxima. Prosiguiendo el ciclo de marcha, durante la primera mitad de la fase de apoyo monopodal, el tronco se eleva sobre la extremidad de apoyo respectiva, disminuyendo su velocidad, transformando un porcentaje de energía cinética en potencial. Durante la restante fase de apoyo monopodal, se produce una nueva reducción de la altura del CG, aumentando su velocidad (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

Un segundo mecanismo de transferencia energética es la rotación en contrafase de la cintura escapular y pélvica, que aumentan y disminuyen su energía potencial y cinética debido a la deformación de sus tejidos blandos circundantes. En este caso las extremidades superiores realizan un balanceo que tiene por función equilibrar los momentos totales del cuerpo, suavizando el movimiento del tronco y de la cabeza (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

Adicionalmente se ha planteado otro mecanismo de almacenamiento y recuperación de la energía en cada zancada, que utiliza el intercambio entre la energía potencial gravitacional y la cinética, que ocurre durante el movimiento de la extremidad inferior en la fase de contacto de la marcha (Cavagna, Heglund, & Taylor, 1977). Este mecanismo se denomina de “Péndulo Invertido”. Su teoría explica que la EE.II se comporta como un péndulo invertido durante la fase de apoyo de la marcha. Considerando la ubicación del COM en la parte superior del péndulo y su eje en el punto de contacto del pie con la superficie (C. R. Lee & Farley, 1998). La ventaja del sistema de péndulo es el permanente intercambio de energía cinética y potencial gravitacional. Por lo tanto, cualquier cambio en la energía cinética será compensado por un cambio opuesto en la energía potencial gravitacional, sin necesidad de un trabajo mecánico adicional (Kuo & Donelan, 2010). Sin embargo, se debe entender que esta condición se produce en un sistema de péndulo mecánico perfecto. En el caso del ser humano, el intercambio de energía por este mecanismo reduce el trabajo mecánico realizado por los músculos hasta en un 70% (Cavagna, Thys, & Zamboni, 1976). Por lo tanto, se puede considerar que la marcha es un proceso de alta eficiencia energética (C. R. Lee & Farley, 1998; Kuo & Donelan, 2010).

Una ventaja no tan evidente del modelo de péndulo invertido se relaciona con la posición relativa de la pierna en posición recta, durante la marcha. Debido a que inclusive podría no estarlo, pero cumpliendo la condición de conservar la distancia entre el apoyo del pie y la cadera, aun así, podría seguir siendo considerado como un péndulo y obtener los beneficios de la reconversión energética. Sin embargo, la realidad práctica indica que la marcha humana prioriza posiciones de la EE.II relativamente recta, con el objetivo de reducir el momento que genera el peso corporal alrededor de la rodilla y su consecuente reducción de la fuerza muscular necesaria para soportar el mismo peso corporal. Conservado una lógica de economía del esfuerzo (Kuo & Donelan, 2010).

Análogamente se puede considerar que la pierna en fase de oscilación también puede ser representada por un péndulo. Pero en este caso corresponde a un péndulo clásico. Sin embargo, se aplica el mismo principio de conservación de energía mecánica del péndulo invertido (Kuo, 2007). El modelo sugiere que gran parte del movimiento de las extremidades

inferior puede deberse a la interacción de los dos péndulos, obteniendo el mutuo beneficio de la transferencia de energía mecánica. Esto explica el escaso trabajo que se requiere para movilizar esta extremidad (Kuo & Donelan, 2010).

Si bien el modelo el péndulo invertido permite explicar las diferencias de intercambio energético en la marcha y su diferencia con la carrera, no logra explicar cuantitativamente las variaciones de la energía mecánica a distintas velocidades de la marcha, entendiendo que en la medida que aumenta la velocidad, aumenta el intercambio energético, y las extremidades se comportan cada vez menos como un péndulo (Kuo, 2007; Kuo & Donelan, 2010).

### **3.3.9.1 *Determinantes de la marcha.***

Dentro de los mecanismos que plantean para la minimización del desplazamiento del centro de gravedad, destaca la teoría de los seis determinantes de la marcha.

En 1953 Saunders (Saunders, Inman, & Verne, 1953). Plantearon una serie de mecanismos que permitirían reducir las oscilaciones teóricas del CG corporal durante la marcha humana. A estas adaptaciones se les denominó “Determinantes de la Marcha”. Esta concepción se basa en el hecho que la locomoción humana, requeriría mínimos desplazamientos del centro de gravedad corporal, para así lograr el menor gasto energético posible (Kuo & Donelan, 2010).

Por lo tanto, la alteración o ausencia de algunos de estos determinantes generaría el efecto contrario. Bajo este concepto, la marcha patológica de algunos sujetos puede entenderse, como un intento por disminuir el consumo de energía al mínimo posible, mediante la adopción de movimientos exagerados en segmentos no afectados. Finalmente, concluía que en los casos en los que se afectará uno de los determinantes, era posible una compensación razonablemente efectiva. En cambio, con la pérdida de dos determinantes, en especial el de

rodilla, no permitiría esta compensación, aumentando al triple el costo energético de la marcha (Perry, 1992).

El primer determinante de la marcha se denomina “rotación pélvica” (visible en el plano transversal). Este determinante supone que durante la marcha se producen movimientos de flexo-extensión de la cadera, con el tronco erguido y la rodilla totalmente extendida. Estos movimientos provocan el desplazamiento anterior del tronco y un aumento de la altura pélvica, proporcional al ángulo de flexo extensión de la cadera. Por lo tanto, el determinante actúa adelantando la cadera durante su flexión y retrasándola durante su extensión, con lo cual aporta un desplazamiento adicional al tronco, y reduce la cantidad de flexo extensión de cadera necesaria para la marcha, con su consecuente reducción de la oscilación vertical del tronco y del desplazamiento del COM, en especial en el momento del impacto de la EE.II contra el suelo. En condiciones de marcha a cadencia espontánea, la rotación pélvica es de 4° (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

El segundo determinante se denomina “caída pélvica” (visible en el plano frontal). Este mecanismo supone la caída o descenso pélvico hacia el mismo lado de la EE.II oscilante. Por lo tanto, tiene por función reducir las oscilaciones verticales, producidas por los movimientos de flexo extensión de la EE.II en apoyo, que son proporcionales a la altura de la articulación lumbosacra. Para el correcto funcionamiento del mecanismo, se requiere de la reducción funcional de la longitud de la EE.II oscilante, mediante la flexión de rodilla y la dorsiflexión del tobillo, con el objetivo de evitar el impacto de la EE.II contra el suelo. Habitualmente la caída pélvica posee un valor de 5° aproximadamente (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

El tercer, cuarto y quinto determinante de la marcha se denomina “flexión de rodilla”, “contacto mediante talón” y “despegue mediante antepié” respectivamente. Estos pretenden adaptar la longitud efectiva de la EE.II, para mantener relativamente constante la altura de la cadera. La flexión de rodilla permite reducir las oscilaciones verticales de la cadera durante su flexo-extensión. En condiciones de cadencia libre, la flexión de rodilla alcanza 15°. (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

El contacto mediante talón y el despegue con el antepié permiten un alargamiento funcional de la pierna, en el instante en el cual se produce la menor altura de la cadera. Para funcionar adecuadamente requieren de la acción del tibial anterior y del tríceps sural respectivamente. Ambos mecanismos tienen por objetivo suavizar la trayectoria del centro de masa corporal (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

El sexto mecanismo se denomina “angulación fisiológica en valgo de la rodilla”. Tiene por propósito reducir el desplazamiento lateral del CG corporal. Este mecanismo funciona en conjunto con una ligera aducción de la cadera, que permite reducir el ancho del paso y el desplazamiento lateral de la pelvis. El desplazamiento habitual del COM corporal es de 2 cm a 2.5, hacia cada lado (Perry, 1992; Sánchez Lacuesta et al., 2005).

La teoría de los seis determinantes de la marcha fue aceptada y se mantuvo vigente hasta finales de la década de los 90 (Kuo & Donelan, 2010). Sin embargo, el trabajo de Gard y colaboradores (Gard & Childress, 1997), cuestionó el determinante de inclinación pélvica en el plano frontal, durante el apoyo monopodal, debido a que demostró que la excursión vertical del tronco era menor de lo que se ha había reportado, además que durante el máximo desplazamiento vertical del tronco, el movimiento pélvico era prácticamente nulo e inclusive tendía a aumentarlo ligeramente.

Posteriormente Kerrigan y colaboradores (Kerrigan, Riley, Lelas, & Croce, 2001), evaluaron el efecto de la rotación pélvica sobre el desplazamiento del COM en la marcha a velocidad confortable. Sus resultados demostraron que el desplazamiento COM era de 2.5 a 1.1 mm, que representa solo un 12% del valor teórico. Por lo tanto, concluyeron que la rotación pélvica contribuye solo en un pequeño porcentaje a la reducción efectiva del desplazamiento vertical del COM, en comparación con un modelo mecánico tipo compas.

Por su parte Gordon y colaboradores (Gordon, Ferris, & Kuo, 2009) comprobaron que tanto el aumento como la reducción del desplazamiento vertical del COM, producen un aumento del gasto energético durante la marcha habitual. Esta situación estaría relacionada con el mayor trabajo muscular de la extremidad inferior. Por lo tanto, concluyeron que la

reducción del desplazamiento vertical del COM no reduce el gasto metabólico planteado por la teoría de los seis determinantes de la marcha.

Asimismo, Massad y su equipo de investigadores (Massaad, Lejeune, & Detrembleur, 2007) estudiaron la mecánica, la energía, la eficiencia muscular y la optimización de la marcha humana, en condiciones de aumento y disminución del desplazamiento vertical del COM. Estos autores concluyeron, que las personas habitualmente elevan y descienden su COM durante la marcha normal, para así ahorrar energía a través de un mecanismo similar a un péndulo que facilita que los músculos funcionen en forma eficiente.

Finalmente, estas investigaciones contribuyeron a esclarecer el rol efectivo de la teoría de los seis determinantes de la marcha, que se sustentó en descripciones basadas en la observación, cuyo propósito y consecuencia se dedujeron, pero no se pudieron probar (Kuo & Donelan, 2010).

### **3.3.10 Relación entre la artrosis de rodilla y los PETM.**

Los parámetros espaciotemporales de la marcha son reconocidos por su relevancia clínica en la evaluación de patologías motoras, porque normalmente ocurren en combinaciones establecidas que pueden ser alteradas por estas patologías (Macellari, Giacomozzi, & Saggini, 1999).

Las mediciones más utilizadas en el análisis de la marcha corresponden a los PETM. Estos incluyen la velocidad, la duración de la zancada (ciclo de marcha), la longitud y el tiempo de pasos, las duraciones de la fase apoyo y de oscilación. A estos parámetros se les ha denominado “parámetros básicos de la marcha” o “signos vitales de la marcha” debido a que son indicadores muy útiles de que un patrón de marcha puede ser anormal sin indicar necesariamente la causa del problema. Los PETM son relativamente fáciles de medir, requieren poco materiales, lo que los hace prácticos para uso clínico. Esta utilidad clínica se basa en determinar la naturaleza y severidad del deterioro, comparando entre un pa-

ciente y una persona sana, considerando factores de edad y género similares, con el propósito que sirva de guía para restaurar la función (Al-Obaidi, Wall, Al-Yaqoub, & Al-Ghanim, 2003)

El estudio de estos parámetros permite establecer los efectos que produce la OA de rodilla en la marcha. En este sentido Tas (Taş et al., 2014) estudio la marcha de 110 sujetos 80 sujetos (edad:  $53,13 \pm 6,78$  años) con OA de rodilla bilateral, se dividieron en grupos según los grados de la escala K&L 1, n=29; K&L 2, n=28; K&L 3, n=23; controles, n=30. (25 mujeres, 5 hombres; edad:  $41.50 \pm 5.79$  años). Sus resultados no demostraron diferencias significativas en los PETM entre el grupo de control y los grupos con severidad de la OA K&L=1 y K&L=2, ( $p > 0.05$ ). Sin embargo, hubo una disminución significativa en la cadencia, la velocidad de la marcha, la longitud de la zancada y la longitud del paso ( $p < 0,008$ ) y un aumento significativo del tiempo de ciclo de marcha, del tiempo de doble apoyo, del tiempo de apoyo monopodal en pacientes con K&L=3. ( $p < 0,008$ ). Por lo tanto, concluyó que los cambios de los PETM de pacientes con OA de rodilla K&L=3, pueden estar relacionados con la pérdida de la estabilidad de la marcha y el aumento del riesgo de caída (Taş et al., 2014).

La confiabilidad del registro de los PETM en diferentes superficies y en condiciones de doble tarea se estableció en una población adulta mayor, utilizando un sistema de acelerómetro triaxial. Este estudio contemplo 23 adultos mayores (8 hombres, 15 mujeres) de  $73,4$  años  $\pm 4.3$  años, que caminaron tres veces a velocidad preferida (piso de gimnasio y pasarela de goma suave). Los resultados demuestran que la fiabilidad de la velocidad, la cadencia, la duración del pasos y la longitud de los pasos fue excelente, ICC =(0,88). Además, que se puede medir de manera confiable, la velocidad, la cadencia, la duración de los pasos y la longitud de los pasos en condiciones difíciles, en adultos mayores independientes utilizando un acelerómetro (Hartmann, Murer, de Bie, & de Bruin, 2009).

En el año 2009 Debi y colaboradores (Debi et al., 2009) intentaron relacionar la severidad de la OA de rodilla y los PETM. Para esto compararon los resultados de los PETM de un grupo de hombres y mujeres, con las escalas SF-36 y WOMAC, respectivamente.

Finalmente, concluyeron que existe equivalencia entre ambos géneros para la velocidad, cadencia, longitud de paso y puntajes de escala WOMAC.

Posteriormente replicó este estudio en 125 pacientes, adicionando la fase de apoyo monopodal. Con la cual demostró buenas correlaciones entre esta y la longitud del paso y la velocidad de la marcha (0,81 y 0,77 respectivamente). Por último, recomendó la integración de la duración de fase monopodal, como un parámetro objetivo en la evaluación integral de los pacientes con artrosis de rodilla (Debi et al., 2011).

Por su parte Elbaz, evaluó a pacientes con artrosis de rodilla, con el objetivo de realizar una nueva clasificación de la severidad de la artrosis, basada en los parámetros espaciotemporales de la marcha. En este estudio, comparó los resultados obtenidos con el cuestionario WOMAC, el SF-36, la clasificación de Kellgren & Lawrence y los PETM. Dentro de estos últimos, consideró la velocidad, cadencia, longitud de paso y zancada registrados en un pasillo instrumentado Gait Matt II. Sus principales resultados demostraron, que los menores valores de longitud de zancada y cadencia se relacionaban con una mayor severidad de la OA. Además, estableció un algoritmo de clasificación de la gravedad de la artrosis, con nominación de 1 a 4 relacionada con la menor y mayor gravedad respectivamente. Cada una de estas categorías, consideraba como primer determinante a la longitud de zancada y como segundo a la cadencia (A Elbaz et al., 2014).

Por otro lado, Mills realizó una revisión sistemática de 41 publicaciones para establecer la relación entre los PETM, la severidad y el sexo de los sujetos con OA de rodilla. Concluyó que las personas con OA, presentan diferencias significativas de los PETM comparativamente con los sujetos sanos. Además, señaló que estos parámetros, pueden ser considerados como buenos indicadores de la severidad de la artrosis (Mills et al., 2013).

Esta misma idea es apoyada por Mezghani que señala que los diferentes resultados de los PETM permiten discriminar entre pacientes con artrosis de rodilla y sujetos asintomáticos, además de permitir establecer los niveles de éxito de las intervenciones terapéuticas (Mezghani et al., 2012)

Por su parte, White señaló, que los sujetos que son capaces de caminar más de seis mil pasos al día, a una velocidad de 1 metro/segundo, reducen significativamente el riesgo de limitación funcional y de artrosis de rodilla (White et al., 2014).

Bennell coincide con lo anterior, señalando que las personas mayores de 70 años que poseen velocidades de marcha menores a metro por segundo tienen un riesgo 1,5 veces mayor de sufrir caídas, comparativamente con los que desarrollan mayor velocidad. Al respecto, se puede considerar los valores referenciales de la Tabla 3.10, que muestra la velocidad de marcha de sujetos sanos de diferentes edades (Bennell et al., 2011).

*Tabla 3. 10. Velocidad de marcha de sujetos sanos.*

<b>Rangos de Edad</b>	<b>Mujeres</b>	<b>DS</b>	<b>Hombres</b>	<b>DS</b>
50-59 años	1,40 m/s.	0,15	1,39 m/s.	0,23
60-69 años	1,28 m/s.	0,18.	1,36 m/s.	0,21.
70 -79 años	1,27 m/s.	0,21.	1,33 m/s.	0,20.

Obtenida Bennell et al., 2011. Measures of physical performance assessments: Self-Paced Walk Test (SPWT), Stair Climb Test (SCT), Six-Minute Walk Test (6MWT), Chair Stand Test (CST), Timed Up & Go (TUG), Sock Test, Lift and Carry Test (LCT), and Car Task. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2011 Nov;63 Suppl 11: S350-70.

### **3.3.11 Evaluación de la marcha humana.**

Para evaluar la capacidad de marcha se han planteado diversas pruebas que pretenden registrar la velocidad espontánea de la marcha. Para estos efectos se ha utilizado la prueba o test de 3 y 6 metros. (Hayes & Johnson, 2003), 20 m. (Motyl, Driban, McAdams, Price, & McAlindon, 2013), 13 y 40 metros (Bennell et al., 2011) y 50 metros (Hachiya et al., 2015). Estas pruebas están indicadas para distintos grupos de poblaciones, en especial adultos mayores con patologías crónicas. Dentro de sus principales ventajas se cuenta que son económicas y simples, debido a que solo se requiere de una pista adecuada y un cronómetro. Sin embargo, presentan limitaciones, como solo registrar un parámetro de marcha y no estar

debidamente estandarizadas (Hayes & Johnson, 2003). No obstante, para lograr un adecuado registro de los diferentes PETM de la marcha, con el uso de acelerómetros triaxiales, se pueden considerar las recomendaciones de Fazio (Fazio et al., 2013). En este sentido, este autor realizó diferentes registros con acelerómetros triaxiales (a velocidad autoseleccionada o espontánea) en pasillo de recto 25 m de largo. La velocidad espontánea se elige por ser la óptima para estudios comparativos. Además, en esta condición de marcha, cada individuo logra su propia combinación preferida de velocidad, ritmo y longitud de paso. Por lo tanto, logra un patrón de marcha estable (velocidad de marcha en estado estable). Por lo tanto, la pista de 25 m de largo puede reproducir un patrón de marcha estable en la cual se logra al menos 20 pasos, que se reconoce como una buena opción para mejorar la precisión en los estudios de trastornos de la marcha. Finalmente, Hollman, plantea que la cantidad mínimos de pasos, que se requieren para establecer una adecuada confiabilidad test y re-test ( $ICC > 0,841$ ) de un análisis de marcha que contemple la velocidad, la cadencia y la zancada de la marcha registrada es entre 10 a 20 pasos (Hollman et al., 2010).

### ***3.3.11.1 Sistemas de evaluación de la marcha humana.***

#### *3.3.11.1.1 Video fotogrametría.*

Históricamente se han utilizado diferentes métodos de evaluación de la marcha, como la simple observación, el registro con cámaras fotográficas y los sistemas de video de alta velocidad (Béseler Soto, 2006). El análisis del movimiento humano a través de registro video-fotogramétrico es considerado como el Gold Standard. Estos sistemas utilizan diferentes tipos de cámaras de alta velocidad con capacidades de registro de 30 a 500 fotogramas/segundo, que captan la trayectoria de marcadores luminosos colocados en partes del cuerpo previamente definidas. Posteriormente se procesan los datos, de los cuales se pueden obtener distintas variables cinemáticas como desplazamiento, trayectoria, velocidad lineal o angular de un segmento o del COM corporal. Sin embargo, una de las principales dificultades del uso de estas tecnologías, es su alta complejidad, la necesidad de personal muy entrenado y el alto

costo económico (Aminian, Najafi, Büla, Leyvraz, & Robert, 2002; Araújo, Andrade, & Barros, 2005; Leteneur, Simoneau, Gillet, Dessery, & Barbier, 2013).

#### *3.3.11.1.2 Sensores inerciales.*

En la actualidad se han desarrollado sensores portátiles destinados al análisis del movimiento humano, con alta aplicabilidad en el estudio de los parámetros espaciotemporales de la marcha (Galli et al., 2008; Baganè et al., 2014; Kleiner et al., 2015a). Estos instrumentos se denominan sensores inerciales o “IMU” de sus siglas en inglés “Inertial Measurement Units”, popularmente conocidos como “acelerómetros”. (Izquierdo, Martínez-Ramírez, Larrión, Irujo-Espinosa, & Gómez, 2008). Su funcionamiento corresponde a la mecánica de un grupo de acelerómetros y giroscopios triaxiales, capaces de medir variables como la posición, velocidad, aceleración y frecuencia angular de los distintos segmentos corporales. Con este tipo de instrumentos se puede realizar evaluaciones válidas y confiables de los PETM, de manera simple, inalámbrica y portátil. Además, han demostrado buenas correlaciones con los datos obtenidos de los sistemas de video fotogrametría (Godfrey, Conway, Meagher, & ÓLaighin, 2008; Baganè et al., 2014; Lugade, Fortune, Morrow, & Kaufman, 2014). Los sensores inerciales basan su funcionamiento en la Ley de Hooke ( $F = k \cdot x$ ) y la segunda ley de Newton ( $F = m \cdot a$ ). Poseen un sistema de masa y resorte, en el cual el resorte puede ser comprimido o tensionado producto del movimiento que sufre el sistema. Por lo tanto, el resorte puede restaurar su condición inicial con una fuerza proporcional a la compresión o tensión desarrollada en él. Además, la masa del sistema es de valor conocido y la tensión del resorte se puede medir por la aceleración experimentada por la masa (Kavanagh & Menz, 2008).

Otro elemento fundamental para comprender la forma que los acelerómetros son capaces registrar los diferentes PETM corresponde al desplazamiento del COM durante la marcha. Para esto se debe tener en cuenta algunas premisas. Primero: el objetivo básico de la marcha es el desplazamiento anterior del COM corporal. Segundo: el COM se ubica teóricamente en la región pélvica. Tercero: durante el ciclo de marcha el COM se desplaza hacia adelante y arriba en cada paso y posteriormente se mueve hacia arriba en el momento de transferencia del peso corporal desde una pierna hacia la otra, formando un patrón bifásico

determinado por la frecuencia del paso. Cuarto: El COM se desplaza una vez hacia la izquierda y una vez hacia la derecha, en concordancia con el apoyo producido durante el paso izquierdo y derecho respectivamente. Lo anterior, genera un patrón de tipo monofásico, determinado por la frecuencia de la zancada. Quinto: El movimiento de la EE.II durante la fase de apoyo, puede considerarse como un mecanismo de péndulo invertido, en el cual en su parte superior se encuentra el COM corporal (Zijlstra & Hof, 1997; Menz, Lord, & Fitzpatrick, 2003; Zijlstra & Hof, 2003).

Por lo tanto, los desplazamientos del COM pueden determinarse en última instancia por la longitud del paso y la frecuencia de zancada, y su movimiento se explica mediante modelos matemáticos de relación de señales armónicas pares e impares y las funciones sinusoidales, que predicen la amplitud y oscilación durante las diferentes fases de la marcha (Zijlstra & Hof, 1997). En este sentido Zijlstra y Hof (Zijlstra & Hof, 2003), estudiaron la viabilidad de analizar los PETM en sujetos sanos, mediante el uso de un acelerómetro triaxial ubicado en la región sacra. Para estos compararon los patrones de aceleración del tronco durante la marcha en un treadmill, a diferentes velocidades, comparativamente con los registrados en una pista. Sus principales conclusiones señalaron que la duración de los ciclos de zancada, del paso izquierdo y derecho, de la longitud del paso y la velocidad de marcha en los sujetos de estudio, pueden obtenerse de las aceleraciones de la región inferior del tronco (Zijlstra & Hof, 2003).

La explicación del asunto se basa en el comportamiento la señal emitida por el acelerómetro, que está relacionada con los principales hitos de la marcha. Con respecto de lo anterior uno de los elementos más relevantes es el inicio y final de un ciclo de zancada y la duración de este mismo, que está representado por el período comprendido, entre el aumento de la señal acelerométrica del contacto inicial, que es coincidente con el aumento de la fuerza sobre la plataforma de fuerza. Además, el período de oscilación corresponde al registrado entre los instantes en los cuales no se ejerce fuerza sobre la superficie. A su vez las dos fases de apoyo bipodal, corresponden al periodo de apoyo simultáneo del pie derecho e izquierdo sobre la plataforma. Finalmente, la longitud de zancada y el desplazamiento durante la fase de

apoyo y de apoyo bipodal, se establece multiplicando la duración del ciclo de zancada, el de apoyo y el de doble apoyo a la velocidad respectiva (Zijlstra & Hof, 2003).

Para la obtención de los parámetros espaciotemporales de la marcha estos sensores se basan en el “Teorema del péndulo invertido”. Para realizar estos cálculos es fundamental contar con la altura de la cadera con el objetivo de poder estimar los desplazamientos angulares del péndulo (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

Estos fundamentos fueron aportados por el trabajo de Alexander en el año 1983, que aplicó técnicas de medición adimensional que relacionaban la longitud de la cadera y de la zancada, expresada como el cociente entre la longitud de la zancada y la altura de la cadera, frente a una velocidad adimensional obtenida entre la velocidad del desplazamiento y la raíz cuadrada del producto de la altura de la cadera por la gravedad. Con estos cálculos obtuvo una tendencia lineal entre la longitud y velocidad adimensional, inclusive a diferentes velocidades de marcha o trote. Esta velocidad adimensional es una de las formas que toma el número de Froude, que relaciona las fuerzas de inercia con las gravitatorias. Por lo tanto, la locomoción humana como la del cualquier otro animal, asimilaría con su miembro inferior a un péndulo invertido, que gira sobre su punto de contacto en el suelo soportando una masa en su parte superior (Sánchez Lacuesta et al., 2005)

Por su parte diversos estudios han utilizado los acelerómetros triaxiales para el estudio de la marcha en sujetos sanos (Menz et al., 2003; Yang & Li, 2012), en personas con esclerosis múltiple (Pau et al., 2016), en secueles de enfermedad cerebrovascular (Mizuike et al., 2009), con artroplastia de rodilla (Calliess et al., 2014), con enfermedad de Parkinson (Kleiner et al., 2015b; Bonora, Carpinella, Cattaneo, Chiari, & Ferrarin, 2015), y con artrosis de cadera y rodilla (Brunton et al., 2012).

Adicionalmente, se han desarrollado diversos acelerómetros útiles para la estimación del nivel de actividad física en niños y adultos con patologías cardio-respiratorias crónicas. EPOC (Lores, García-Río, Rojo, Alcolea, & Mediano, 2006; Allet, Knols, Shirato, & de Bruin, 2010); para la estimación del gasto energético en niños (Sancho Martínez, Dorao

Martínez-Romillo, & Ruza Tarrío, 2008); y del nivel de actividad física (Garatachea, Luque, & Gallego, 2010; Gaudó Navarro & Sueiro Bendito, 2012; Aguilar Cordero et al., 2014; Cañada, Torres-Luque, López-Fernández, & Carnero, 2014).

#### 3.3.11.1.2.1 *Sistema inercial G-sensor.*

Con el propósito de registrar los PETM de los sujetos con OA de rodilla del presente estudio, se utilizó el sistema inercial G-Sensor (BTS Bio-engineering. Italia). Denominado genéricamente como “F4A inertial sensing system”. Este instrumento fue validado para la evaluación de los PETM, a través de la comparación simultánea con el sistema stereofotogramétrico o video-fotogrametría (Gold Estándar). Marca Vicon Motion Capture, Modelo 612, Oxford UK. Para esto se evaluó la longitud de paso, de la zancada, cadencia, duración de fase de apoyo, oscilación y doble apoyo, durante la realización de marchas a velocidades de 0,1 a 4,8 m/s. Finalmente se pudo demostrar que el sistema inercial es válido y confiable (0,98), para el registro de estos parámetros (Bugané et al., 2012).

G-Sensor tiene dimensiones de 62 mm × 36 mm × 16 mm y pesa 60 gramos. Además, es capaz de detectar las aceleraciones en los tres ejes ortogonales: anteroposterior, medio-lateral e inferior superior, equivalente a los ejes x, y, z respectivamente. (Ver anexo N°4). Este dispositivo cuenta con un acelerómetro triaxial, que registra rangos máximos de  $\pm 6$  g, con un giroscopio triaxial capaz de medir hasta  $\pm 300^\circ/s$ . Además de un magnetómetro de 3 ejes con capacidad de  $\pm 6$  Gauss y una frecuencia de muestreo de 100 Hz. El dispositivo está calibrado con el eje de aceleración gravitacional inmediatamente posterior a su fabricación (Galli et al., 2008). El sensor inercial (G-Sensor, BTS Bioengineering SpA, Milano, Italia), se utilizó fijándose firmemente con un cinturón semielástico centrado en la región lumbosacra. Antes de comenzar el registro se solicitó al evaluado que no se mueva durante 5 segundos para calibrar el sistema. Los datos de aceleración obtenidos se transmiten vía Bluetooth a un PC convencional, que luego es procesado con el software BTS G-Studio 1.1. Los resultados de sus registros se muestran en datos numéricos exportables (Ver anexo N°5) a formato emt. y txt. ó en forma gráfica en función del tiempo. El análisis de las señales del sensor inercial se realiza automáticamente en el software (Galli et al., 2008; Kleiner et al., 2015).

El G-Sensor ha sido utilizado para la valoración de la marcha en diferentes contextos clínicos. Park et. col; (G. Park & Woo, 2015), lo utilizó para registrar diversos PETM de 35 sujetos sanos, mediante el registro simultáneo con G-Sensor y una plataforma GAITRite®;. Los resultados principales demostraron una alta correlación ( $p < 0.001$ ) entre la velocidad de la marcha ( $r=0,848$ ), la cadencia ( $r=0,943$ ), la duración de fase de apoyo monopodal ( $r=0,828$ , lado izquierdo,  $r=0,760$ , lado derecho). Entre ambos sistemas. La conclusión principal del estudio señala que el análisis de la marcha basado en sistemas de que registran el desplazamiento del centro de masa, son válidos para evaluar la efectividad de las intervenciones terapéuticas en la práctica clínica habitual. Por su parte Galli, (Galli et al., 2008), utilizó el instrumento para evaluar el efecto de la aplicación de dispositivos estabilizadores propioceptivos (Góndola TM, Ecker Technologies, Suiza), destinados al control de síntomas de la enfermedad de Parkinson durante la marcha. A su vez Leonardi et al., lo utilizó para el análisis de distintos parámetros espaciotemporales de la marcha de sujetos con ataxias cerebelosas hereditarias (Leonardi et al., 2017). Pau et al. lo utilizó para evaluar la marcha en sujetos con esclerosis múltiple. Según este autor es habitual encontrar en estas personas una reducción de la velocidad, longitud, cadencia de paso, duración de la fase de doble apoyo y de rangos de flexo extensión de cadera y rodilla. Por lo que se sugirió investigar la ritmicidad de las aceleraciones del tronco durante la marcha, mediante el análisis de las señales en el dominio de las frecuencias (Pau et al., 2017).

Finalmente, Cimolin et al., publicó un estudio destinado a comprobar que la utilización un sistema inercial ubicado en la región lumbar inferior del tronco, tiene la capacidad de proporcionar PETM válidos en adolescentes normopesos y obesos, en comparación con el análisis instrumentado opto eléctrico de la marcha. Al respecto no encontró diferencias estadísticamente significativas entre los dos métodos. Por lo que concluyó que este sistema es un medio válido para evaluar los PETM en individuos obesos (Cimolin et al., 2017).

**CAPÍTULO IV.**  
**MARCO METODOLÓGICO.**

## **4 MARCO METODOLÓGICO.**

### **4.1 Diseño de investigación.**

La presente investigación es de tipo no experimental, debido a que solo se realiza un registro inicial de las variables de interés sin manipularlas deliberadamente. Por lo tanto, se observan los PETM de la marcha de mujeres con OA de rodilla en su respectivo contexto para posteriormente analizarlos (Hernández Sampieri, 2010).

#### **Aspecto transversal.**

Este aspecto se justifica debido a que el registro de las variables solo se produjo en un momento determinado (Hernández Sampieri, 2010).

#### **Aspecto descriptivo.**

Se basa en el hecho que el estudio tiene por objetivo indagar el comportamiento de las variables de la marcha de sujetos con OA de rodilla. Por lo tanto, el investigador realiza descripciones comparativas entre grupos de sujetos con esta condición de salud. (Hernández Sampieri, 2010). Lo anterior guarda relación con el objetivo del estudio que pretende “Generar el perfil de comportamiento de los parámetros espaciotemporales de la marcha, registrados mediante un acelerómetro triaxial, de mujeres de 55 a 65 años con artrosis de rodilla, asistentes a centros de atención primaria de la Región Metropolitana, entre los años 2016 y 2018”.

#### **Aspecto correlacional.**

Se fundamenta en el hecho que se establecen relaciones entre los PETM y otras variables de estudio, como el nivel de OA según la escala de K&L. Sin la necesidad de establecer causalidad entre ellas. Por lo tanto, su finalidad es

conocer la relación o grado de asociación entre dos o más variables. Su utilidad es comprender cómo se puede comportar una variable al conocer el comportamiento de otras variables vinculadas. Es decir, se pretende predecir el valor aproximado que tendrá un grupo de sujetos con distinto grado de OA en cada uno de los PETM (Hernández Sampieri, 2010).

## **4.2 Universo de estudio.**

El universo de estudio corresponde al total de casos de mujeres de 55 a 65 años con artrosis de rodilla, asistentes a los centros de atención primaria de salud de Chile, entre el 1 de octubre del 2016 y el 31 de marzo del 2018.

## **4.3 Población de estudio.**

La población de estudio corresponde al total de casos de mujeres de 55 a 65 años con artrosis de rodilla, asistentes a los centros de atención primaria de salud, de la Región Metropolitana, entre el 1 de octubre del 2016 y el 31 de marzo del 2018.

## **4.4 Muestra de estudio.**

La muestra de estudio corresponde a 99 mujeres de 55 a 65 años con artrosis de rodilla, asistentes a los centros de atención primaria de salud Bicentenario de Renca, José Alvo de la Florida, La Bandera de San Ramón y Vitacura de la misma comuna, pertenecientes a la Región Metropolitana, entre el 1 de octubre del 2016 y el 31 de marzo del 2018.

El tipo de muestreo es no probabilístico, por conveniencia. Obtenido de una muestra disponible de sujetos con OA de rodilla de distintos centros de salud de la Región Metropolitana. Esta muestra se obtiene de este modo respondiendo a tres razones

- 1) La aparición espontánea de casos nuevos durante el período de evaluación, por lo que no fue posible contar con el total de la muestra al inicio del período de recolección de datos
- 2) Las pacientes con esta patología fueron derivadas sistemáticamente a tratamiento

kinesiológico en las salas de rehabilitación basada en la comunidad (RBC), según lo establece la norma (Ministerio de Salud Chile, 2009). Con la finalidad de respetar el principio ético de equidad, referido al acceso igualitario a tratamiento en tiempo y espacio de todos estos sujetos. Esta situación afecta el reclutamiento de la muestra debido a que uno de los criterios de inclusión del estudio, considera que estos deben ser evaluados antes de la aplicación de la terapia kinésica, debido a que esta acción es considerada un factor influyente sobre la sintomatología y funcionalidad de estas personas (Migueles, 2014)

3) No se encuentran estudios nacionales de incidencia o prevalencia de OA de rodilla en el grupo etario de interés que permitan estimar el universo respectivo.

## **4.5 Criterios de selección de la muestra de estudio**

### ***4.5.1.1 Criterios de inclusión***

Se incluirán en el estudio a:

- 1- Mujeres de 55 a 65 años con diagnóstico de artrosis de rodilla, leve o moderada según los criterios de la Guía Clínica OA, asistentes a los centros de atención primaria de salud, Bicentenario de Renca, José Alvo de la Florida, La Bandera de San Ramón y Vitacura de la misma comuna, de la Región Metropolitana, entre el 1 de octubre del 2016 y el 31 de marzo del 2018.
- 2- Con disponibilidad de radiografías de rodillas, con una antigüedad máxima de seis meses, con respecto del momento de la evaluación
- 3- Que se encuentren en condición de primer ingreso a tratamiento Kinésico, o que su último tratamiento por artrosis de rodilla se haya realizado en un plazo mayor a seis meses.
- 4- Acepten y firmen el consentimiento informado.

#### **4.5.1.2 Criterios de exclusión.**

Se excluirán del estudio a los sujetos que declaren:

- 1- Realizar actividad física y/o deportes con una frecuencia de 3 o más veces a la semana en sesiones de 30 minutos o más.
- 2- Artritis reumatoide u otro tipo de reumatismo, que curse con dolor severo. (mayor a 7/10 según EVA).
- 3- Dolor severo de las extremidades inferiores, secundarias traumatismos (mayor a 7/10 según EVA).
- 4- Artrosis severa de cadera unilateral o bilateral.
- 5- Dolor agudo de la columna lumbar (mayor a 7/10 según EVA).
- 6- Sujetos con trastornos de origen neurológico, vascular o de otra índole que afecte la movilidad, la capacidad de marcha independiente o provoque claudicación.
- 7- Sujetos que deambulen utilizando ayudas técnicas como bastones, andadores u órtesis.
- 8- Personas que consuman benzodiazepinas, somníferos u otros fármacos que afecte el equilibrio o aumente el riesgo de caída durante la prueba.
- 9- Caídas en el último mes (según EVA:7-10).
- 10- Sujetos con trastornos cognitivos que no comprendan ordenes simples.

#### **4.5.1.3 Variables de estudio.**

Las variables de estudio se agrupan en 4 categorías.

- a) **Antropométricas:** edad, peso (masa corporal), talla e índice de masa corporal.
- b) **Socioeconómicas:** cantidad de familiares, nivel educacional, ingreso familiar mensual.
- c) **Manifestaciones de la OA:** nivel de limitación de la marcha (calificador CIF), clasificación radiológica de OA (escala de K&L). Estas últimas también denominadas escala de medida.
- d) **Parámetros espaciotemporales de la marcha:** cadencia, velocidad, duración fase de apoyo monopodal y longitud de zancada.

La definición conceptual y operacional de las variables de estudio se puede apreciar en el anexo N°17.

## **4.6 Aspectos administrativos de la investigación.**

Dentro de los aspectos administrativo de la investigación se cuentan el presupuesto (ver anexo N°1), la ficha de registro de datos (ver anexo N°11), instrumentos, materiales y las etapas del proceso de recolección de datos.

### ***4.6.1.1 Cronograma de actividades.***

Los principales hitos del proceso de investigación se aprecian en el anexo N°9. El reclutamiento de la muestra se realiza de la siguiente manera.

- 1) Se solicita colaboración y autorización a los directivos de los centros de atención primaria de salud (CESFAM), Bicentenario de Renca, La Bandera de San Ramón, José Alvo de la Florida, Vitacura de la misma comuna, para la realización del estudio.
- 2) Los centros que acepten participar emiten una carta de aceptación de participación, que se envían a los Comités de Ética Científica (CEC) del Servicio de Salud Metropolitano Occidente, Sur Oriente y Oriente respectivamente. Una vez autorizada la investigación por estos CEC y notificados los centros de salud respectivos, se establece una reunión de coordinación para iniciar el estudio.
- 3) Posteriormente se colocan afiches en los pasillos, box de atención y sala kinesiología / rehabilitación de cada centro, invitando a participar a la población objetivo. En estos afiches se destacaba el carácter voluntario de la participación, el objetivo del estudio y los criterios de inclusión. Posteriormente se estableció coordinación con la secretarías administrativas de cada centro para inscribir a los voluntarios.

- 4) Se contacta telefónicamente a los interesados, para acordar fecha y hora de citación. En este llamado se explica del asunto, destacando que asistieran con ropa cómoda. Las evaluaciones se realizan durante la tarde (después de las 17:00 hrs), debido a la menor afluencia de público en los respectivos centros. Finalmente se realiza los registros según el protocolo establecido.

#### **4.6.1.2 Instrumentos y materiales utilizados en la investigación.**

##### **Instrumentos de medición.**

- Acelerómetro G-Sensor © BTS Bio-engineering, Italia. (ver anexo N°8)
- Escala de Kellgren y Lawrence (ver anexo N°6)
- Calificador CIF (ver tabla 0.1)
- Escala Visual Analógica (ver anexo N°3)

##### **Materiales.**

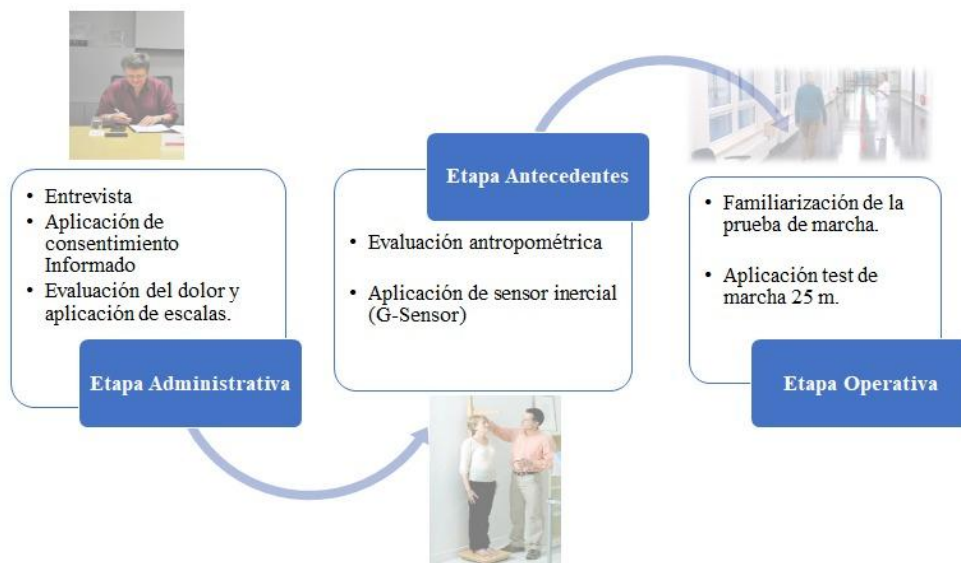
- Balanza con tallímetro marca Seca 769. (ver anexo N°7).
- Huincha de medir de 30 metros, marca Stanley.
- Cronómetro digital Casio HS-3V-1BRDT. Precisión 1/100 s.
- Segmómetro de kit medición antropométrica, FAGA, SRL 70 cms.
- Lápiz dermatográfico securline skin marker.
- Software G-Studio Versión 1.1© BTS Bio-engineering, Italia.
- Notebook Marca HP 14". Intel inside Core I3, con software SPSS versión 15.0.
- Dos conos plásticos de color naranja de 20 centímetros de altura.
- 130 fichas de registro de datos personales.
- 130 copias consentimiento Informado.
- Cubo de madera de dimensiones 40x40x40 cms.
- Cámara fotográfica HD. Marca Canon, modelo Power-Shot ELPH 180.
- Trípode de cámara fotográfica Vivitar MID 219-1212.

- Pista horizontal de 25 metros lineales (de superficie lisa, bien iluminada, sin obstáculo, ni desniveles).

### 4.6.1.3 Etapas del proceso de recolección de datos.

A continuación, se describen las diferentes etapas realizadas durante el proceso de recolección de datos (ver ilustración 4.1).

Ilustración 4. 1 Etapas del proceso de recolección de datos.



#### 4.6.1.3.1 Etapa administrativa.

Una vez acordado la cita, los voluntarios son entrevistados personalmente por el evaluador en compañía del profesional de sala de rehabilitación. La entrevista comienza explicando el objetivo del estudio destacando el sentido voluntario de su participación. Además de confirmar los criterios de inclusión, verificables en la ficha o carnet de control respectivo. Una vez cumplidos estos criterios, se realiza preguntas para establecer la presencia de criterios de exclusión (se detallan a continuación). En los casos que

el criterio de exclusión requiriera evaluar el dolor, se utiliza la EVA (ver anexo N°3)  
Los datos obtenidos se registran en la ficha respectiva (ver anexo N°11).

### **Preguntas relativas a los criterios de exclusión.**

- 1- Realizar actividad física y/o deportes con una frecuencia de 3 o más veces a la semana en sesiones de 30 minutos o más. Pregunta: ¿Ud. realiza actividad física o algún deporte?, ¿qué hace?, ¿cuántas veces a la semana?; ¿cuánto tiempo?
  
- 2- Artritis reumatoide u otro tipo de reumatismo, que curse con dolor severo. (mayor a 7/10 según EVA). Pregunta: ¿algún médico le ha diagnosticado artritis reumatoidea?, ¿qué tratamiento recibe?, ¿tiene control con reumatólogo?  
Estas preguntas es en alusión a que algunos sujetos podrían confundir artritis reumatoidea con OA. Para todos los casos que se requiera evaluar del dolor, se realiza de la siguiente manera. Se muestra la EVA y se explica: “Señora: esta escala (se muestra EVA) es para medir el dolor que usted siente en este momento en su” (se hace referencia al segmento afectado), luego se señala, “para esto considere que este punto” (extremo izquierdo sin dolor) “significa sin dolor y este otro punto (extremo derecho: máximo dolor) es el máximo dolor imaginable”. “Por favor indíqueme con su dedo, el nivel de dolor que usted siente en este momento en su (en referencia al segmento afectado por dolor). Se registra el nivel que el evaluado indique en la escala.
  
- 3- Dolor severo de las extremidades inferiores, secundarias traumatismos (mayor a 7/10 según EVA). Pregunta: ¿ha tenido algún golpe fuerte en las piernas en el último mes?, ¿en qué lugar?, ¿todavía tiene dolor?; ¿cuánto dolor?
  
- 4- Artrosis severa de cadera unilateral o bilateral. Pregunta: ¿algún médico le ha diagnosticado OA severa de cadera?, ¿tiene rigidez o dolor severo en la cadera, que le impida hacer sus labores en su casa?, ¿cuánto dolor tiene (EVA: mayor 7/10).

Frente a la duda se consulta registro de score funcional de cadera de D'aubigné & Postel (MINSAL, 2010).

- 5- Dolor agudo de la columna lumbar (mayor a 7/10 según EVA).  
Pregunta: ¿tiene dolor en la zona lumbar?, ¿cuánto dolor tiene?
- 6- Sujetos con trastornos de origen neurológico, vascular o de otra índole que afecte la movilidad, la capacidad de marcha independiente o provoque claudicación.  
Pregunta: ¿tiene varices dolorosas?, ¿usted es diabética?, ¿tiene algún problema en los nervios de las piernas que le produzcan debilidad u hormigueo permanente?
- 7- Sujetos que deambulen utilizando ayudas técnicas como bastones, andadores u órtesis. Pregunta: ¿usted usa bastón, “burrito”, o alguna férula para caminar?, ¿qué utiliza?, ¿puede caminar sin ellas?
- 8- Personas que consumen benzodiazepinas, somníferos u otros fármacos que puedan disminuir el equilibrio y aumentar el riesgo de caída durante la prueba.  
Pregunta: ¿consume clonazepam, cloteazepam o algún otro remedio que le afecte el equilibrio?, ¿cuál?, ¿pierde el equilibrio al caminar?
- 9- Caídas en el último mes y dolor severo (según EVA:7-10). ¿ha tenido alguna caída el último mes?, ¿aún tiene dolor?, ¿en qué lugar le duele?, ¿cuánto dolor tiene?
- 10- Sujetos con trastornos cognitivos que no comprendan ordenes simples. Este ítems se evalúan con algunas preguntas: ¿qué día es hoy?, ¿en qué lugar estamos?, ¿quién es el presidente de Chile?, con su dedo índice derecho, toque su hombro izquierdo y su nariz varias veces. El sujeto debe responder todas las preguntas y realizar la orden entregada. Sin embargo, en caso de no poder realizarlo, de todos modos, se explica el test de marcha, que de no comprender se descarta su participación.

Por lo tanto, los sujetos que cumplan con los criterios inclusión y exclusión del estudio, leerán, aprobarán y firmarán el consentimiento informado respectivo (ver anexo N°10). Además, se solicita al profesional de la sala de rehabilitación que evalúe el nivel de dolor de rodilla según la EVA (ver anexo N°3) y el de limitación (dificultad) de la marcha producida por la OA de rodilla según el calificador CIF, de la forma que lo realiza habitualmente.

#### *4.6.1.3.2 Etapa de recolección de antecedentes.*

Una vez concluida la etapa anterior, se ubican un par de separadores de ambientes destinados a generar un lugar privado en un lugar en la sala de rehabilitación. Luego se procede a registrar el peso (masa) y estatura de los sujetos de prueba, según protocolo ISAK®. Para esto se ubica la balanza en un piso sólido y nivelado, se indica al sujeto que permanezca descalzo, en ropa interior o con la menor cantidad de ropa posible. A continuación, se solicita al evaluado que se suba a la balanza y se mantenga quieto, mirando hacia el frente, sin contacto con ningún objeto aledaño, intentando distribuir su peso en ambos pies durante al menos 5 segundos, hasta que la balanza indique un valor invariable (Stewart, Marfell-Jones, & Olds, 2011).

Luego, se procede a medir la estatura del sujeto de prueba, para esto se le pide al voluntario que se mantenga de pie, descalzo con la cabeza orientada en el plano de Frankfort, (en el cual se procura que el borde inferior de la órbita de los ojos y el superior del meato auditivo externo se encuentre en línea horizontal), con ambos brazos al costado del tronco, extendidos y con las palmas tocando la cara externa de los muslos. Los talones deben permanecer juntos, con la zona occipital, escapular, nalgas, cara posterior de las rodillas y pantorrillas alineadas con la superficie del tallímetro.

En esta posición el evaluador estabiliza la cabeza del sujeto, apoyando sus manos firmemente a lo largo de la línea mandibular, solicitando al evaluado que realice una inspiración profunda y mantenida, mientras tanto otro evaluador presiona y apoya completamente la barra transversal del tallímetro aplastando completamente

su cabello, hasta sentir que efectivamente se apoya en la cabeza del evaluado. La distancia registrada corresponde a la estatura y se expresa en metros y centímetros (Stewart et al., 2011).

Luego, se mide la longitud de la extremidad inferior. Para esto se solicita al evaluado que se mantenga descalzo, con las rodillas extendidas, con sus brazos cruzados sobre el tórax. El evaluador procede a palpar el borde superior del trocánter mayor derecho y realiza una marca transversal con un lápiz dermográfico. El evaluado debe mantener las rodillas extendidas y apoyar el borde lateral de su pierna contra un cubo de madera de dimensiones 40x40x40 cm. A continuación, con la ayuda de un segmómetro inextensible, se registra la distancia entre el borde superior del trocánter y la superficie del cubo. Es importante destacar que la longitud de la extremidad inferior corresponde a la suma de las distancias entre el borde superior del trocánter mayor y la superficie superior del cubo, más la respectiva altura del cubo. El mismo procedimiento se realiza en la extremidad inferior izquierda. (Stewart et al., 2011).

A continuación, por posterior al evaluado, se palpa con los dedos índices, los bordes las crestas iliacas, como referencia para la localización de la cuarta vértebra lumbar (L4). Luego con los pulgares se palpa el borde posterior del iliaco, hasta la articulación sacroilíaca. En este punto se traza una línea horizontal, que sirve como referencia, para que 2 cms. por debajo de esta línea se ubique la primera vertebra sacra (Moore, Dalley, & Agur, 2010).

En este lugar se ubica y amarra firmemente el G-sensor® y se comprueba que no se desplace con el movimiento del sujeto (ver anexo N°12). Este punto se utiliza por ser la localización más probable del COM corporal y el recomendado para colocar el G-sensor.

Posteriormente se ingresan los datos de edad, sexo, estatura, longitud de las extremidades inferiores y peso corporal al software G-Studio®, antes del registro del test de marcha (ver anexo N°13).

Antes de comenzar con la prueba de marcha de 25 metros, se debe calibrar el acelerómetro (G-sensor®). Para esto se solicita al evaluado permanecer de pie, lo más quieto posible durante al menos 5 segundos, con el dispositivo instalado en la zona lumbar. Esta fase se denomina “estabilización” y es fundamental para la creación de un plano de referencia espacial del sistema inercial. Solo se acepta que el sistema esta calibrado cuando el dispositivo en forma automática lo indica.

#### *4.6.1.3.3 Etapa de registro.*

En cada centro se demarca una pista horizontal de 25 metros de longitud, sobre una superficie lisa, libre de objetos y bien iluminada. En cada uno de sus extremos se coloca un cono anaranjado, con el objetivo de indicar el inicio y final de la pista de marcha.

Luego, se explica al evaluado el test o prueba de marcha de 25 metros. Para esto el evaluador realiza el recorrido completo y posteriormente posiciona al evaluado al lado del primer cono y le indica “camine desde aquí hasta el otro cono, de la misma forma que lo realiza normalmente y deténgase en ese lugar”. A continuación le da la orden “Preparado-listo-ya”, con la cual el sujeto inicia el recorrido de la distancia señalada. En forma simultáneamente el dispositivo G-sensor registra los parámetros espaciotemporales de la marcha durante todo el tiempo de recorrido. Cada sujeto realiza dos intentos del test con una pausa de tres minutos entre cada uno de ellos.

Durante la realización de la prueba de marcha, se registra el tiempo de recorrido efectivo con un cronómetro digital. Este procedimiento tiene por objetivo verificar el tiempo medido por el G-sensor. Adicionalmente se contempla el registro de toda la marcha, con una cámara fotográfica marca Canon®, modelo Power-Shot ELPH 180, con capacidad para grabar videos en alta definición. El uso de la cámara fotográfica tiene por finalidad, contar con un registro visual del procedimiento, que pueda servir como criterio externo, para la comparación de casos dudosos o para posteriores análisis cruzados de algún registro. Sin embargo, solo se considera válido los registros entregados por G-sensor, en los que se pierden 5 o menos de frames, considerando que el equipo es capaz de registrar

a una tasa de muestreo de 100 Hz. Si ocurre este evento se debe repetir la prueba 5 minutos después.

La prueba de marcha de 25 metros es de fácil aplicación, bien tolerada y con mínimo riesgo para la salud de las personas. Debido a que para su realización solo se requiere caminar como se hace habitualmente.

Hasta el momento no hay reportes de eventos adversos durante la aplicación del test de marcha de 25 m. Sin embargo, existe un mínimo riesgo que las evaluadas puedan desequilibrarse, tropezarse o caer durante su ejecución. Por lo tanto, ante cualquier situación anómala como mareos, debilidad de las piernas o dolor al caminar u otra, se detiene la prueba y se traslada inmediatamente a la evaluada a la unidad de clínica del CESFAM correspondiente, con el objetivo de controlar sus signos vitales y observar su evolución hasta su recuperación.

Para los casos de eventos más severos, como la pérdida de conciencia, convulsiones o dolor intenso en el pecho, se contempla la activación del código azul (ver anexo N°14), con el objetivo de brindar mayor atención a la evaluada por parte del personal del CESFAM, siempre en compañía del investigador principal.

Además, en todo momento se vela para que las participantes ingresen a tratamiento kinesiológico habitual, después de ser evaluadas, respetando los flujogramas habituales de atención de pacientes con diagnóstico de artrosis de rodilla leve o moderada (ver anexo N°15).

Al finalizar la fase de recolección de datos del estudio, se procede a entregar un reporte escrito al Comité de Ética Científica de la Investigación (CEC) del Servicio de Salud Metropolitano correspondiente, en el que se indica los sujetos reclutados y los principales resultados obtenidos. Además, de la entrega de los resultados y registros obtenidos, al director de cada centro o a quien este designe, con la finalidad de resguarda la información de los sujetos de prueba.

En la eventualidad que ocurriera descompensaciones, caídas o lesiones de los participantes, se considera la notificación inmediata al Comité de Ética, indicando el estado del sujeto, las circunstancias en el cual se produce el evento y el procedimiento aplicado destinado a subsanar la situación....

Una vez finalizado este proceso, un médico especialista en radiología, evalúa en forma ciega e independiente, las radiografías de los sujetos de prueba, aplicando la escala de Kellgren & Lawrence (ver anexo N°6). Este procedimiento se realiza para poder calcificar a los sujetos según su nivel de OA, y conformar los distintos grupos de estudio en función esta variable. Se debe destacar que para todos los efectos siempre se considera el valor mayor de la escala de Kellgren y Lawrence de cada radiografía. En los casos que se disponga de radiográficas bilaterales, se considera el valor mayor de ambas rodillas.

## **4.7 Plan de análisis estadístico.**

### **4.7.1 Matriz de datos.**

Se construye una matriz de datos en una planilla del software Microsoft Excel Office 365® (ver anexo N°16), que se organiza en función de cada centro de salud, variables antropométricas, escalas de medida y los parámetros espaciotemporales de la marcha, con sus respectivos códigos de interpretación. Además, para evitar errores en la transferencia de datos desde los registros hacia la matriz se verifica en dos ocasiones la totalidad de los casos.

### **4.7.2 Análisis estadísticos.**

Se realiza un análisis estadístico descriptivo e inferencial mediante el software Statistical Package for the Social Sciences (SPSS) ® by IBM versión 15.0.

### **4.7.2.1 *Análisis descriptivo.***

Se realiza un análisis descriptivo de las variables antropométricas: edad, peso, talla e IMC. De las variables socioeconómicas: cantidad de familiares, nivel educacional e ingreso familiar mensual. De las manifestaciones de la OA: limitación de la marcha (calificador CIF) y alteración radiológica de la OA (escala de K&L). Los PETM: cadencia, velocidad, duración de fase de apoyo monopodal y longitud de zancada.

### **4.7.2.2 *Análisis inferencial.***

#### **4.7.2.2.1 *Normalidad.***

Se aplica la prueba de Kolmogorov-Smirnov para la establecer distribución de los distintos PETM de la muestra de estudio. La elección de esta prueba se basa en la gran cantidad de datos analizados. Se acepta la hipótesis nula y por lo tanto una distribución normal, siempre y cuando los valores sean mayores que la significación del estadístico de contraste del nivel previamente establecido ( $\alpha=0.05$ ). Por lo tanto, esta situación permite la aplicación de métodos de análisis estadísticos paramétricos, de lo contrario se utiliza métodos no paramétricos.

#### **4.7.2.2.2 *Intervalo de confianza.***

Para todos los análisis estadísticos se utiliza un IC=95 y  $p<0.05$ .

#### **4.7.2.2.3 *Confiabilidad.***

Durante el trabajo de campo se realiza dos intentos del test de marcha de 25 metros, en los cuales se registran los distintos parámetros de marcha, con el propósito de establecer la confiabilidad de los datos obtenidos. Con estos datos, se analiza el coeficiente de correlación intraclase (ICC) de la cadencia, velocidad, duración de fase de apoyo monopodal y longitud de zancada, con su respectivo valor del alfa de Cronbach. El ICC es aceptado como un índice de concordancia de datos continuos, que describe la proporción de la variación total, explicada

por las diferencias entre los observadores e instrumentos. Por lo tanto, se puede considerar casi perfecto, por encontrarse dentro del rango respectivo (0,81 a 1,00). (Mandeville, 2005). Por su parte el valor del alfa de Cronbach, representan la consistencia interna entre los registros obtenidos. Por lo tanto, en la medida que este valor se encuentra más cercano a 1, mayor es la consistencia interna de los ítems analizados. No obstante, un valor de coeficiente alfa  $> 0.9$ , es considerado excelente (Frías-Navarro, 2006).

#### 4.7.2.2.4 *Varianza.*

Para comparar simultáneamente la variabilidad de las medias de la cadencia, velocidad, duración de fase de apoyo monopodal y longitud de zancada de la marcha, dentro y entre los grupos de las categorías del calificador de CIF y de la escala de K&L se aplica la prueba de ANOVA de un factor. Esta prueba contempla una hipótesis nula ( $H_0$ ), en la cual las medias de las variables de los grupos analizados son iguales. En cambio, la hipótesis alternativa ( $H_1$ ) plantea que las medias de al menos un par de grupos de las variables analizadas son distintas. Para su correcta interpretación se debe considerar el valor de significancia respectiva. Por lo tanto, los valores de significancia  $< 5\%$ , indican que se debe evaluar entre qué pares de categorías cualitativas se encuentran estas diferencias (Bakieva, González, & Jornet, 2008).

#### 4.7.2.2.5 *Correlaciones.*

Además de los análisis estadísticos realizados y considerando los resultados de las diferencias de grupo de las variables nivel de limitación de marcha según el calificador de la CIF (calificador CIF) y escala de K&L. Se aplica la prueba de Rho de Spearman para establecer correlaciones entre estas últimas variables (en atención a que corresponde a variables ordinales) y la edad, peso, talla de la muestra de estudio (ver tabla 5.11).

Al respecto la prueba de Spearman puede arrojar valores que oscilan entre  $-1$  y  $+1$ , el valor  $0$  indica que no existe asociación lineal entre las dos variables en estudio. La intensidad de estas relaciones puede estimarse por medio de rangos. Por lo tanto,

de 0-0,25 es considerada una relación escasa o nula; 0,26-0,50 es considerada como débil; 0,51 a 0,75 es considerada entre moderada y fuerte; 0,76 a 1 es considerada como fuerte a perfecta (Martínez Ortega, 2009).

#### 4.7.2.2.6 *Conglomerados.*

Con la finalidad de alcanzar el objetivo general de la investigación, se aplica un análisis estadístico por conglomerados o clúster (Hernández, 2016; Vega-dienstmaier, 2014). Este tipo de análisis es un método que permite clasificar individuos u objetos en grupos homogéneos (conglomerados o clusters). Dentro de cada conglomerado los individuos tienen características similares entre ellos, pero diferentes a las de los individuos de otros conglomerados. Por lo tanto, el análisis por conglomerados intenta descubrir las clases que están detrás de las características de estos individuos u objetos (Aldas Manzano, 2008; N. Escobar, 2012; Vega-dienstmaier, 2014).

Su lógica radica en la minimización de la distancia interna de los datos. Por lo tanto, los datos con comportamiento similar se agregarán a un determinado conglomerado (N. Escobar, 2012; Vega-dienstmaier, 2014). Desde el punto de vista estadístico no vincula el dato más próximo, sino que requiere de varios ensayos de combinación entre las distintas categorías hasta lograr posibles centros de un grupo o conglomerado. Por lo tanto, se debe modificar varias veces la posición y excluir categorías, hasta que la que la variación dentro de cada conglomerado sea la mínima (Hernández, 2016; Vega-dienstmaier, 2014). Una de sus ventajas es ser menos afectado, por la presencia de valores atípicos o variables irrelevantes que los métodos jerárquicos. Por lo tanto, puede ser aplicado en bases de datos grandes con variables continuas, debido a que el proceso se basa en distancias euclidianas<sup>2</sup>. Sin embargo, también es utilizado con datos ordinales, aunque puede haber algunas distorsiones (Vega-dienstmaier, 2014).

---

<sup>2</sup> Línea recta entre dos puntos (Vega-dienstmaier, 2014).

El análisis por clúster tiene aplicaciones en diversas áreas, que van desde la biología hasta los negocios. La segmentación que produce sirve para visualizar a cada grupo y enfocar los esfuerzos hacia sus necesidades (N. Escobar, 2012). En el área de la salud, se ha utilizado en ensayos clínico (Perman, 2017) en especial cuando existe un agrupamiento biológico o funcional, en donde algunos individuos de análisis son más parecidos entre sí que otros. También es útil para el planteamiento de diversas propuestas de clasificaciones diagnósticas, en las cuales no existe necesariamente un consenso (Hernández, 2016; Vega-dienstmaier, 2014). Este último punto es relevante porque es el primer elemento necesario para explicar el comportamiento de los PETM en sujetos con OA. Debido a que sus resultados se pueden orientar hacia el desarrollo de nuevas clasificaciones de la alteración funcional producida por la OA, basada en el comportamiento de los PETM (A Elbaz et al., 2014).

**CAPÍTULO V.**  
**PRESENTACIÓN DE RESULTADOS.**

## 5 PRESENTACIÓN DE RESULTADOS.

### 5.1 Matriz de datos.

Con los datos obtenidos se construye la matriz final (ver anexo N°16) de la cual se analiza las diferentes variables de estudio (ver anexo N°17), según el plan análisis estadístico señalado.

### 5.2 Análisis estadístico descriptivo.

#### 5.2.1 Distribución de muestra de estudio.

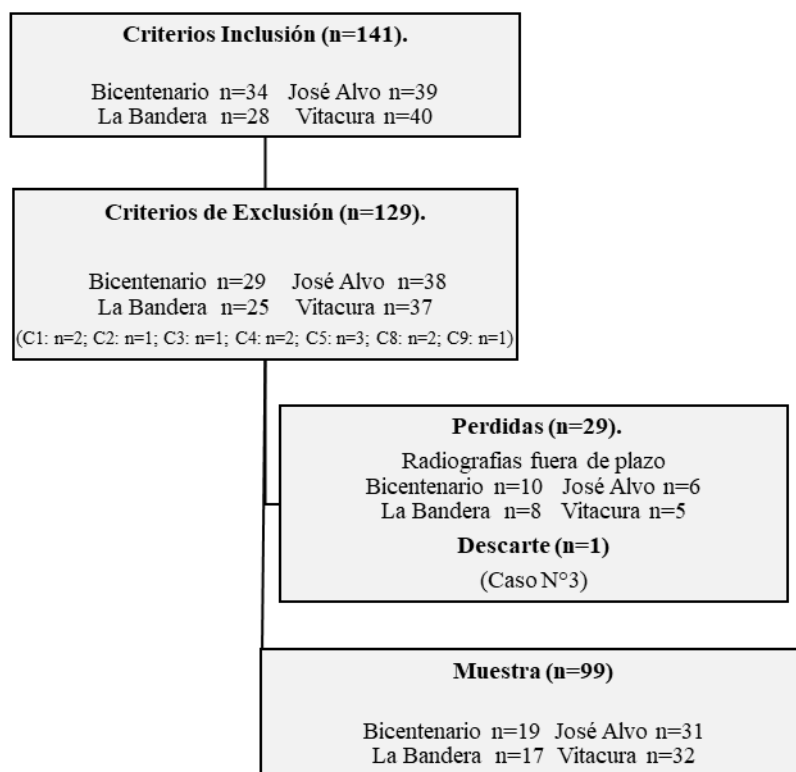
Una vez aplicados los criterios de inclusión y exclusión, se descartan veintinueve casos de sujetos debido a retraso en la evaluación radiológica que no permitió considerálas como muestras válidas. Posteriormente se descarta caso N°3 (José Alvo) durante el análisis estadístico, debido a que sus resultados se encontraban fuera de rango habitual, finalmente se obtuvo una muestra efectiva de 99 mujeres con OA de rodilla. Su distribución se puede apreciar en la ilustración N°5.1.

*Tabla 5. 1 Muestra de estudio.*

<b>Centro</b>	<b>n</b>	<b>% relativo</b>
Centro Bicentenario	19	19,20%
Centro José Alvo	31	31,30%
Centro La Bandera	17	17,20%
Centro Vitacura	32	32,30%
Total	99	100%

Fuente: Elaboración propia.

*Ilustración 5.1 Flujograma de obtención de muestra de estudio.*



La ilustración 5.1 muestra el flujograma de obtención y distribución de la muestra de estudio. Se aprecia el total de sujetos que cumplen con los criterios de inclusión, exclusión, las pérdidas y los descartes de los respectivos centros de atención primaria de salud. En la casilla de criterios de exclusión se indica con la letra C y un número el respectivo criterio de exclusión. Fuente: Elaboración propia.

### **5.2.1.1 Variables antropométricas.**

En la tabla N° 5.2 se aprecia los estadísticos de tendencia central de las variables edad, peso, talla e IMC de los sujetos de prueba. Destaca el alto valor de la media de peso corporal e IMC, que cataloga a la muestra de estudio en las categoría de obesidad (Obesidad  $IMC \geq 30\text{kg/m}^2$ ). (Labraña et al., 2017).

*Tabla 5. 2 Estadísticos de tendencia central variables antropométricas.*

	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>
<i>Edad (años)</i>	<i>61</i>	<i>3</i>	<i>55</i>	<i>65</i>
<i>Peso (kg)</i>	<i>72,90</i>	<i>13,39</i>	<i>45,80</i>	<i>106,50</i>
<i>Talla (m)</i>	<i>1,53</i>	<i>0,07</i>	<i>1,37</i>	<i>1,73</i>
<i>IMC (Kg/m<sup>2</sup>)</i>	<i>31,24</i>	<i>5,72</i>	<i>19,82</i>	<i>48,14</i>

## **5.2.2 Variables socioeconómicas.**

Los resultados de las variables socioeconómicas representan la cantidad de familiares, nivel educacional e ingreso familiar mensual de la muestra de estudio (ver anexo N°19). Con respecto de la cantidad de familiares, el 52.5% de los sujetos, vive sin familiares o hasta con dos familiares, en el aspecto educacional destaca los bajos niveles de escolaridad, debido a que el 29,3% y el 20,2% de los sujetos no concluye la educación básica y media respectivamente. Finalmente, el 37,4% de los sujetos declaran ingresos familiares inferiores a los 300.000 pesos.

## **5.2.3 Manifestaciones de la OA.**

### **5.2.3.1 Calificador de la CIF.**

La tabla N° 5.3 representa los niveles de limitación de la marcha según el calificador CIF. Al respecto se aprecia que el 74,74% de los sujetos presentan alteración moderada o severa (CIF: 2 y 3). En la parte inferior de la tabla se aprecia las características demográficas de cada grupo según las categorías del calificador de la CIF.

Tabla 5. 3. Limitación de la marcha según calificador de la CIF.

Calificador CIF	n	% relativo
0	1	1,01
1	18	18,18
2	35	35,35
3	39	39,39
4	6	6,06
Total	99	100

Calificador CIF	Descripción	Grupo CIF	Edad		Peso		Talla	
			Media	DS	Media	DS	Media	DS
	Sin dificultad	0	-	-	-	-	-	-
	Dificultad leve	1	62	3	70,18	16,73	152,33	5,09
	Dificultad moderada	2	60	3	70,01	12,53	152,20	7,62
	Dificultad severa	3	61	3	74,60	10,53	153,92	5,94
	Dificultad completa	4	61	3	87,79	12,40	150,79	8,42

Fuente: Elaboración propia.

### 5.2.3.2 Escala de Kellgren & Lawrence.

Tabla 5.4. Expresa la distribución de sujetos según la escala de K&L. El valor obtenido corresponde al de mayor severidad registrado en ambas rodillas. Se puede apreciar una distribución relativamente similar entre los distintos niveles de la clasificación radiológica. En la parte inferior de la tabla se aprecian las características antropométricas de cada grupo según cada categoría de la escala de K&L.

Tabla 5. 4. Clasificación de la OA según escala de Kellgren & Lawrence.

<b>Clasificación radiológica de la OA (K&amp;L)</b>	<b>n</b>	<b>% relativo</b>
0	15	15,15
1	24	24,24
2	22	22,22
3	19	19,19
4	19	19,19
<b>Total</b>	<b>99</b>	<b>100</b>

Fuente: Elaboración propia.

	<b>Descripción</b>	<b>Grupo K&amp;L</b>	<b>Edad</b>		<b>Peso</b>		<b>Talla</b>	
			<b>Media</b>	<b>DS</b>	<b>Media</b>	<b>DS</b>	<b>Media</b>	<b>DS</b>
<b>Escala de Kellgren y Lawrence</b>	Normal	0	61	3	68,76	12,31	152,44	6,36
	Artrosis Dudosa	1	61	3	68,77	10,29	155,25	6,19
	Artrosis Mínima	2	61	3	70,86	9,46	151,11	6,18
	Artrosis Moderada	3	61	3	80,35	15,00	152,60	7,56
	Artrosis Severa	4	61	4	76,06	16,82	152,39	6,54

Por su parte, la tabla N°5.5, muestra la cantidad de casos y el porcentaje relativo de cada grado de alteración radiológica según la escala de Kellgren y Lawrence. Los resultados se encuentran en función de cada compartimiento articular en ambas rodillas.

*Tabla 5. 5. Alteración radiológica según escala K&L por compartimento de la rodilla.*

Escala de K&L	Compartimento articular de rodilla.					
	anterior		lateral		medial	
Nivel	n	% relativo	n	% relativo	n	% relativo
0	38	22,49	68	40,24	64	37,87
1	63	37,28	40	23,67	40	23,67
2	37	21,89	20	11,83	35	20,71
3	18	10,65	20	11,83	22	13,02
4	13	7,69	21	12,43	8	4,73
Total	169	100,00	169	100,00	169	100,00

Fuente: Elaboración propia.

Por otro lado, la tabla N° 5.6, muestra los casos totales y el porcentaje relativo de cada grado de alteración radiológica de todos los compartimentos articulares de las rodillas. Al respecto, se puede apreciar que el 79,89% de los casos corresponden a los valores mas inferiores de la escala (K&L: 0-1-2).

*Tabla 5. 6. Porcentaje relativo de alteración radiológica en compartimentos articulares.*

Nivel	Sumatoria	% relativo
0	170	33,53
1	143	28,21
2	92	18,15
3	60	11,83
4	42	8,28
Total	507	100,00

Fuente: Elaboración propia.

### ***Parámetros espaciotemporales de la marcha.***

La tabla N° 5.7. Expresa la media, desviación típica, mediana, valor mínimo y máximo de la cadencia, velocidad, duración de apoyo monopodal y longitud de zancada (PETM). Cada parámetro se expresa en sus respectivas unidades de medida. En el caso de la duración del apoyo monopodal, se expresa como porcentaje del ciclo de marcha (% CM).

*Tabla 5. 7. Valores de tendencia central de PETM de la muestra de estudio.*

	<i>Media</i>	<i>DS</i>	<i>Mediana</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>
<i>Cadencia (pasos/minuto)</i>	<i>113,04</i>	<i>9,78</i>	<i>112,57</i>	<i>90,34</i>	<i>139,10</i>
<i>Velocidad (m/s)</i>	<i>1,08</i>	<i>0,17</i>	<i>1,07</i>	<i>0,71</i>	<i>1,54</i>
<i>Duración fase apoyo monopodal (% CM)</i>	<i>39,16</i>	<i>2,35</i>	<i>39,36</i>	<i>30,96</i>	<i>43,90</i>
<i>Longitud zancada (m)</i>	<i>1,14</i>	<i>0,12</i>	<i>1,14</i>	<i>0,91</i>	<i>1,47</i>

## **5.3 Análisis estadístico inferencial.**

### **5.3.1 Normalidad de los datos.**

La aplicación de la prueba de Kolmogorov-Smirnov (ver anexo N°20), señala que se acepta la hipótesis nula y por lo tanto una distribución normal, debido a que los valores de la cadencia (0,756), velocidad (0,490), duración de fase de apoyo monopodal (0,794) y longitud de la zancada (0,829), son mayores que la significación del estadístico de contraste del nivel previamente establecido ( $\alpha=0.05$ ) (Frias-Navarro, 2013). Por lo tanto, esta situación permite la aplicación de métodos de análisis estadísticos paramétricos.

### **5.3.2 Confiabilidad de los datos.**

En el caso de la cadencia, velocidad, duración de fase de apoyo monopodal y longitud de zancada, se obtuvieron valores de alfa de Cronbach de 0,989; 0,985; 0,964; 0,985 respectivamente (ver anexos N°21, N°22, N°23, N°24 respectivamente). Por lo tanto, se puede considerar una alta consistencia interna y confiabilidad de los datos obtenidos.

### **5.3.3 Análisis de varianzas.**

La tabla N° 5.8, expresa la varianza de los PETM de acuerdo con los niveles de del calificador CIF. En la tabla se puede apreciar un adecuado nivel de significancia para la cadencia ( $p=0.011$ ) y para la velocidad de la marcha ( $p=0.011$ ). Sin embargo, la longitud de zancada supera levemente ( $p=0.087$ ) y la duración de fase de apoyo monopodal ( $p=0.895$ ) importantemente el límite de significancia estadística aceptable (0.05).

Tabla 5. 8. Varianza de PETM entre niveles de calificador CIF.

ANOVA						
		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Cadencia	Inter-grupos	1035,459	3	345,153	3,914	,011
	Intra-grupos	8288,878	94	88,180		
	Total	9324,338	97			
Velocidad	Inter-grupos	,301	3	,100	3,927	,011
	Intra-grupos	2,400	94	,026		
	Total	2,701	97			
Duración de fase apoyo monopodal	Inter-grupos	3,426	3	1,142	,202	,895
	Intra-grupos	531,980	94	5,659		
	Total	535,406	97			
Longitud de zancada	Inter-grupos	,097	3	,032	2,258	,087
	Intra-grupos	1,350	94	,014		
	Total	1,447	97			

Los resultados de la prueba Tukey permite establecer diferencias entre las medias de la cadencia, velocidad, duración de la fase de apoyo monopodal y longitud de zancada, entre los niveles limitación de la marcha según el calificador de CIF. Estos resultados se pueden apreciar en los anexos N°25 al N°28.

Para el caso de la cadencia (ver anexo N°25), se aprecia diferencias estadísticas significativas (DES) entre los grupos CIF 1 y CIF 2, con respecto de los grupos CIF 3 y CIF4. Debido a que el valor de su significancia estadística ( $p=0.011$ ) es menor al límite de 0.05. Sin embargo, no se aprecian DES entre los grupos CIF1-CIF2 y CIF3-CIF4 respectivamente. Con respecto de la velocidad (ver anexo N°26). Se apreció DES entre los grupos CIF 1, CIF 2 y CIF 3 con respecto al grupo CIF 4. Debido a que el valor de su significancia estadística ( $p=0.011$ ) es menor al límite de 0.05. Sin embargo, no se aprecian DES entre los grupos CIF1, CIF 2 y CIF 3 respectivamente. En el caso del apoyo monopodal

(ver anexo N°27), no se aprecia DES entre los grupos CIF 1, CIF 2, CIF 3 y CIF 4, debido al valor de p ( $p=0.895$ ), supera el límite de 0.05. En cambio, para la longitud de zancada (ver anexo N°28), se aprecian diferencias entre el grupo CIF 2 con el CIF 1 y CIF 4. Al igual que el grupo CIF 3 con el CIF1 y CIF 4. Sin embargo, la significancia estadística ( $p=0.087$ ), supera el límite de 0.05. Por lo tanto, las diferencias no son significativas.

La tabla N°5.9, muestra el análisis de varianza de la cadencia, velocidad, duración de fase de apoyo monopodal y longitud de la zancada de la marcha, entre los niveles de la escala de K&L. En la tabla se puede apreciar diferencias de las medias intra e inter-grupos. Sin embargo, no pueden ser consideradas como significativas debido a que en todos los casos el valor de p supera absolutamente el límite de 0,05

*Tabla 5. 9. Varianza de PETM entre niveles de escala de K&L.*

<b>ANOVA</b>						
		<b>Suma de cuadrados</b>	<b>gl</b>	<b>Media cuadrática</b>	<b>F</b>	<b>Sig.</b>
Cadencia	Inter-grupos	282,308	4	70,577	,730	,574
	Intra-grupos	9087,332	94	96,674		
	Total	9369,641	98			
Velocidad	Inter-grupos	,026	4	,007	,228	,922
	Intra-grupos	2,705	94	,029		
	Total	2,731	98			
Duración de apoyo monopodal (% CM)	Inter-grupos	13,855	4	3,464	,618	,651
	Intra-grupos	526,584	94	5,602		
	Total	540,439	98			
Longitud de zancada	Inter-grupos	,084	4	,021	1,374	,249
	Intra-grupos	1,438	94	,015		
	Total	1,522	98			

Los resultados de la prueba de Tukey establecen las diferencias entre las medias de la cadencia, velocidad, duración de la fase de apoyo monopodal y longitud de zancada, entre los niveles de la escala de K&L. Estos resultados se pueden apreciar en los anexos N°29 al N°32.

En el caso de la cadencia (ver anexo N°29), no se observa DES entre los diferentes grupos, debido a que el valor de  $p$  ( $p=0.574$ ), es mayor al límite de 0.05. Para la velocidad de marcha (ver anexo N°30), tampoco se observan DES entre los diferentes grupos, debido a que el valor de  $p$  ( $p=0.922$ ), es mayor al límite de 0.05. Para la duración de fase de apoyo monopodal (ver anexo N°31), no se observa DES entre los diferentes grupos, debido a que el valor de  $p$  ( $p=0.651$ ), supera el límite de 0.05. Finalmente, para la longitud de zancada (ver anexo N°32) entre los niveles de la clasificación radiológica de la OA de rodilla (K&L), no se observaron DES entre los diferentes grupos, debido a que el valor de  $p$  ( $p=0.249$ ), es mayor al límite de 0.05.

Finalmente, se realiza la prueba de contraste de promedios de la cadencia, velocidad, duración de fase de apoyo monopodal y longitud de la zancada de la marcha, con respecto a los diferentes niveles de la clasificación radiológica de la OA de rodilla (K&L), (ver anexo N°33). Para esta prueba se consideran dos hipótesis.  $H_0$  = igualdad de medias; y una  $H_1$  = diferencias entre medias, del grupo K&L=0, respecto del promedio K&L de los grupos 1-2-3-4. Sin bien, se aprecian diferencias entre los valores de  $t$ , su significancia supera el límite establecido (0.05). Por lo tanto, se establece que no existen DES de las medias de estas variables entre los distintos grupos de OA de rodilla.

#### **5.3.4 Análisis correlacional.**

Los resultados del análisis correlacional entre las variables de estudio, se puede apreciar en la tabla N° 5.10. Esta tabla muestra las relaciones entre las variables edad, peso, talla, cadencia, velocidad, duración de la fase de apoyo monopodal y longitud de zancada, según la prueba producto momento de Pearson. Esta prueba es equivalente a la de

Spearman (ver tabla N°5.11), para variables cuantitativas continuas o discretas de comportamiento normal. Por lo tanto, para su interpretación se pueden utilizar los mismos criterios descritos por Martínez (Martínez Ortega, 2009). Las correlaciones estadísticas se establecieron mediante las pruebas de Spearman y Pearson respectivamente. Por lo tanto, en los casos en los que se presentan dos valores de  $r$  y  $p$ , estos corresponderán al mismo orden señalado. La intensidad de estas relaciones se puede denominará según los conceptos planteados por Martínez (Martínez Ortega, 2009).

Tabla 5. 10 Correlación entre las variables antropométricas y PETM.

Correlaciones								
Pearson		Edad	Peso	Talla	Cadencia	Velocidad	Duración fase de apoyo mono podal	Longitud zancada
Edad	CP	1	-0,087	-,254*	-0,017	0,007	0,063	0,005
	Sig		0,389	0,011	0,869	0,948	0,533	0,958
Peso	CP	-0,087	1	,274*	-,290*	-,220*	0,052	-0,084
	Sig	0,389		0,006	0,004	0,029	0,61	0,411
Talla	CP	-,254*	,274*	1	-0,195	0,162	0,059	,377*
	Sig	0,011	0,006		0,053	0,11	0,561	0
Cadencia	CP	-0,017	-0,29	-0,195	1	,716*	0,162	,226*
	Sig	0,869	0,004	0,053		0	0,109	0,024
Velocidad	CP	0,007	-,220*	0,162	,716*	1	,245*	,839*
	Sig	0,948	0,029	0,11	0		0,014	0
Duración fase apoyo monopodal	CP	0,063	0,052	0,059	0,162	,245*	1	,205*
	Sig	0,533	0,61	0,561	0,109	0,014		0,042
Longitud Zancada	CP	0,005	-0,084	,377*	,226*	,839*	,205*	1
	Sig	0,958	0,411	0	0,024	0	,042	
CP= Correlación de Pearson								
* La correlación es significativa al nivel 0,05 (bilateral)								
** La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral)								

<b>Correlaciones</b>						
<b>Rho de Spearman</b>		<b>Edad</b>	<b>Peso</b>	<b>Talla</b>	<b>Calificador CIF</b>	<b>Escala K&amp;L</b>
<b>Edad</b>	Coeficiente de correlación	1,000	-,101	-,228*	,041	,098
	Sig (bilateral)		,321	,023	,690	,332
	n	99	99	99	99	99
<b>Peso</b>	Coeficiente de correlación	-,101	1,000	,303*	,307*	,280*
	Sig (bilateral)	,321		,002	,002	,005
	n	99	99	99	99	99
<b>Talla</b>	Coeficiente de correlación	-,228*	,303*	1,000	,041	-,058
	Sig (bilateral)	,023	,002		,686	,566
	n	99	99	99	99	99
<b>Calificador CIF</b>	Coeficiente de correlación	,041	,307*	,041	1,000	,073
	Sig (bilateral)	,690	,002	,686		,475
	n	99	99	99	99	99
<b>Escala K&amp;L</b>	Coeficiente de correlación	,098	,280*	-,058	,073	1,000
	Sig (bilateral)	,332	,005	,566	,475	
	n	99	99	99	99	99
* La correlación es significativa al nivel 0,05 (bilateral)						
** La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral)						

*5. 11 Correlación entre variables antropométricas, calificador CIF y escala de K&L.*

Por otro lado, la tabla N°5.12 muestra las correlaciones mediante la prueba de Spearman, para las variables cadencia, velocidad, duración el apoyo monopodal y longitud de

zancada de la marcha, calificador CIF y clasificación de K&L. La aplicación de la prueba de Rho de Spearman es en atención a que estas últimas dos variables corresponden al tipo ordinal, lo que hace imposible la utilización de la prueba paramétrica de Pearson.

*Tabla 5. 12 Correlación entre los PETM, calificador CIF y escala de K&L.*

Correlaciones							
Rho de Spearman		Cadencia	Velocidad	Duración fase apoyo monopodal	Longitud Zancada	Severidad CIF	Escala K&L
Cadencia	Coefficiente de correlación	1,000	,696*	,227*	,218*	-,197	,186
	Sig (bilateral)		,000	,024	,030	,052	,066
	n	99	99	99	99	98	99
Velocidad	Coefficiente de correlación	,696*	1,000	,290*	,822*	-,157	-,055
	Sig (bilateral)	,000		,004	,000	,122	,586
	n	99	99	99	99	98	99
Duración fase apoyo monopodal	Coefficiente de correlación	,227*	,290*	1,000	,223*	-,009	,154
	Sig (bilateral)	,024	,004		,027	,933	,128
	n	99	99	99	99	98	99
Longitud Zancada	Coefficiente de correlación	,218*	,822*	,223*	1,000	-,039	-,200*
	Sig (bilateral)	,030	,000	,027		,705	,047
	n	99	99	99	99	98	99
Calificador CIF	Coefficiente de correlación	-,197	-,157	-,009	-,039	1,000	,059
	Sig (bilateral)	,052	,122	,933	,705		,562
	n	98	98	98	98	98	98
Escala	Coefficiente de	,186	-,055	,154	-,200*	,059	1,000

K&L	correlación						
	Sig (bilateral)	,066	,586	,128	,047	,562	
	n	99	99	99	99	98	99
* La correlación es significativa al nivel 0,05 (bilateral)							

### 5.3.5 Análisis de conglomerados.

Por último, la tabla N° 5.13. muestra los resultados de los centros de los cuatro conglomerados finales, obtenidos de los distintos PETM. En estos se puede apreciar una clara tendencia decreciente del valor de la cadencia, desde el primer al cuarto conglomerado. Sin embargo, la longitud de zancada solo presentó un orden decreciente en sus tres últimos conglomerados. Por su parte la duración de apoyo monopodal, presentó valores muy similares entre los grupos 1-2 y 3-4, que no permite establecer un claro escalamiento. En el caso de la velocidad, no logró conformar conglomerados lo suficientemente diferenciados entre sí, pues no se observó heterogeneidad y jerarquización de sus valores con respecto de los tres restantes PETM. Finalmente, en la parte inferior de cada centro de conglomerado, se presentan sus respectivos rangos, con sus valores mínimos y máximos respectivamente.

*Tabla 5. 13 Conglomerados finales.*

<b>Conglomerados.</b>				
<b>Variable</b>	<b>1</b>	<b>2</b>	<b>3</b>	<b>4</b>
Cadencia (pasos/min)	129,09 ± 4,07	117,14 ± 2,57	109,07 ± 2,85	95,48 ± 4,07
Duración fase apoyo monopodal	39,60 ± 1,70	39,94 ± 1,88	38,59 ± 2,65	38,62 ± 2,54
Longitud de Zancada (m)	1,16 ± 0,13	1,17 ± 0,13	1,14 ± 0,12	1,08 ± 0,09
<b>Rangos del Conglomerado.</b>				

<b>Variable</b>	<b>Mínimo</b>	<b>Máximo</b>	<b>Mínimo</b>	<b>Máximo</b>	<b>Mínimo</b>	<b>Máximo</b>	<b>Mínimo</b>	<b>Máximo</b>
Cadencia (pasos/min)	123,69	139,10	113,89	122,70	102,93	113,39	90,34	100,92
Duración fase apoyo monopodal (CM)	35,16	41,91	36,22	42,25	30,96	43,86	36,23	43,90
Longitud de zancada (m)	1,01	1,39	0,91	1,47	0,91	1,42	0,94	1,27

## **CAPITULO VI. DISCUSIÓN.**

## 6 DISCUSIÓN.

La cadencia de la muestra de estudio ( $113,04 \pm 9,78$  pasos/min) es mayor que la reportada por Staab ( $97,8 \pm 11,5$  pasos/min) de un grupo de sujetos con diferentes grados de OA de rodilla según la escala K&L (Staab et al., 2014). Sin embargo, se asemeja más a la del grupo control ( $116,3 \pm 7,4$  pasos/min), ( $p < 0.001$ ). No obstante, esta diferencia podría relacionarse con el mayor porcentaje de sujetos del estudio de Staab, con mayores niveles de gravedad radiológica (58,33%, K&L=2 y 41,66% K&L=4), comparativamente con la muestra de estudio (15,15%, K&L=0; 24,24% K&L=1; 22,22%, K&L=2; 19,19%, K&L= 3 y 19,19% K&L=4). Además, la cadencia también es mayor que la reportada por Debi ( $102,8 \pm 14,7$  pasos/min) de un grupo de 76 mujeres con OA de rodilla (edad:  $67,5 \pm 9,8$  años; talla:  $1,54 \pm 0,18$  m.; peso:  $75,6 \pm 15,5$  Kg; IMC:  $31,8 \pm 5,8$  Kg/m<sup>2</sup>). No obstante, esta diferencia es menor que la observada con el grupo de Staab, probablemente relacionada con la mayor similitud de gravedad radiológica de la OA de rodilla del grupo de Debi (17,10%, K&L=1; 22,36%; K&L=2; 31,57%, K&L=3; 28,94%, K&L=4) (Debi et al., 2009).

Por otro lado, llama la atención la similitud de la cadencia de la muestra de estudio con la de los grupos estudiados por Hollman ( $113,3 \pm 8,0$  pasos/min) y Verlinden ( $109,0 \pm 3,0$  pasos/min), correspondientes a sujetos de población general de mayor edad y peso similar a la muestra de estudio (edad:  $72,6 \pm 4,3$ ;  $68,4 \pm 9,9$  años; peso:  $72,4 \pm 12,3$  y  $72,1 \pm 12,7$  Kg.), respectivamente (Hollman et al., 2010; Verlinden et al., 2013). Por lo tanto, es probable que estas diferencias puedan estar en parte relacionadas con

la mayor edad de estos sujetos. Finalmente, los resultados obtenidos sugieren que la cadencia se mantiene relativamente conservada en los sujetos con OA de rodilla.

Por su parte la velocidad de marcha de la muestra de estudio ( $1,08 \pm 0,17$  m/s) fue menor a la reportada por Clermont et. al. ( $1,29 \pm 0,15$  m/s), de un grupo de sujetos con OA (edad:  $64,57 \pm 6,75$  años; peso:  $85,15 \pm 11,03$  Kg; talla:  $1,67 \pm 0,1$  m; IMC:  $30,57 \pm 3,97$  Kg/m<sup>2</sup>) y menor a la de su respectivo grupo control ( $1,45 \pm 0,24$  m/s). (Clermont & Barden, 2016). Esta diferencia podría relacionarse con el mayor IMC de la muestra de estudio ( $31,24 \pm 5,7$  Kg/m<sup>2</sup>) comparativamente con el grupo de Clermont. Este fenómeno, podría explicarse por lo planteado por Lai et. al., (Lai et al., 2008) que señala que los sujetos con obesidad presentan una menor velocidad y longitud de zancada que los normopesos ( $p < 0,01$ ). Sin embargo, estas conclusiones deben considerarse con precaución, debido a que Heredia-Jiménez et. al. (Heredia-Jiménez et al., 2017) plantea que los sujetos con sobrepeso presentan menores velocidades que los normopeso, aunque estas diferencias no son significativas ( $p = 0,13$ ). Por lo tanto, esto sugiere que debe existir una mayor diferencia del IMC entre los sujetos para poder observar un efecto más concreto de esta esta variable. Finalmente, se aprecia similitud entre las medias de velocidad de un grupo de mujeres con OA moderada de rodilla (Edad:  $68,4 \pm 2,5$  años; Peso:  $80,2 \pm 4,7$  Kg; Talla:  $1,61 \pm 0,1$  m; IMC:  $31,1 \pm 5,3$  Kg/m<sup>2</sup>) reportada por Kiss (Kiss, 2011) y la muestra de estudio. Sin embargo, se debe destacar que el estudio de Kiss sólo demostró DES ( $p = 0,02$ ), entre la velocidad de la marcha de sujetos con OA severa ( $0,98 \pm 0,18$  m/s) y el grupo control ( $1,17 \pm 0,12$  m/s). En cambio, no se apreciaron DES ( $p = 0,08$ ) entre la velocidad de los pacientes con OA moderada ( $1,11 \pm 0,14$  m/s) y los con OA severa, tampoco entre el grupo de OA moderada y el grupo control ( $p = 0,21$ ).

Por otro lado, la duración de la fase de apoyo monopodal de la muestra de estudio ( $39,16 \pm 2,35\%$ , rango:  $30,96 - 43,90\%$  CM). Presenta promedios considerados dentro de la normalidad (38 a 40% del CM). (Ronen Debi et al., 2009; Avi. Elbaz et al., 2012). Al respecto se debe mencionar que este parámetro se evaluó considerando los reportes de estudios previos (Ronen Debi et al., 2009; Ronen Debi et al., 2011),

que plantearon que los sujetos con OA de rodilla, presentan reducción de la duración de la fase de apoyo monopodal, con respecto de los sanos. Esta reducción estaría asociada con el daño y dolor del compartimento articular medial de la rodilla, que podría tener explicación en el hecho que los sujetos con mayor dolor medial de rodilla, evitan apoyar todo su peso corporal en una sola extremidad durante la fase de apoyo monopodal, debido a que en esta fase, la rodilla se encuentra prácticamente en extensión y se produce hasta 2,5 veces más carga en el compartimento medial que en el resto de los compartimentos.

En este sentido el 75% de los casos de OA de rodilla se presentan en el compartimento articular medial, el 20% en el anterior y el 5% en el lateral. Además, los trastornos del compartimento anterior se relacionan habitualmente con el desalineamiento femo-rotuliano, por lo tanto, sus síntomas se producen durante las actividades en donde la rodilla permanece en flexión, como al subir y bajar escaleras. En cambio, los trastornos del compartimento lateral se relacionan con las desviaciones del eje articular y la inflamación secundaria (Debi et al., 2012).

Considerando lo anterior, el 18,34% de los sujetos de la muestra de estudio presentó alteración radiológica moderada y severa, en el compartimento articular anterior, el 24,26% en el lateral y el 17,75% en el medial. Por lo tanto, esta distribución podría influir en que no se observe reducción de la duración de la fase de apoyo monopodal de la muestra. Finalmente, se puede plantear la posibilidad que factores como la edad y el peso corporal de la muestra de estudio (edad:  $61\pm 3$  años ; peso:  $72,9\pm 13,39$  Kg), pueden influir en este resultado, debido a que estos sujetos fueron más jóvenes y con menos peso que los del estudio de Debi (Edad:  $67,5\pm 9,8$  años; Peso:  $75,6\pm 15,5$  Kg) (Debi et al., 2009). Estos fundamentos se basan en los reportes de Mas que señala una mayor incidencia de síntomas producidos por la OA de rodilla, en los sujetos de mayor edad y peso comparativamente con los más jóvenes y normopesos (Mas, 2014).

Por su parte, la longitud de zancada de la muestra de estudio ( $1,14\pm 0,12$  m). es similar a la reportada por Astephen (Astephen, Deluzio, Caldwell, & Dunbar, 2008) de un grupo de mujeres con OA de rodilla severa ( $1,16\pm 0,19$  m). Que a su vez la compara con mujeres con OA moderada ( $1,39\pm 0,16$  m) y un grupo control ( $1,44\pm 0,13$  m). No obstante,

este estudio no establece la localización del compartimento articular más afectado por el dolor, como si lo realiza el estudio de Debi (Debi et al., 2012), que reporta longitudes de zancada de sujetos con OA de rodilla bilateral, diferenciados por compartimiento medial y anterior de la rodilla más y menos afectada. Estos valores corresponden a  $0,97\pm 0,16$  m;  $0,98\pm 0,16$  m;  $1,05\pm 0,14$  m; y  $1,06\pm 0,16$  m. respectivamente. Finalmente, concluye que los pacientes con dolor en la región medial de la rodilla presentan peores niveles de PETM que los pacientes con dolor anterior de rodilla.

Por otro lado, se observan diferencias significativas (DES) en la cadencia entre los grupos de mujeres CIF1-CIF2 con respecto del grupo CIF3- CIF 4. En cambio, en la velocidad no se aprecian DES entre los grupos CIF1, CIF2, CIF3 del calificador, pero si entre estos últimos tres grupos y el grupo CIF 4. En el caso de la duración de fase de apoyo monopodal y la longitud de zancada, no se aprecian DES en ninguno de los grupos del calificador CIF. Por lo tanto, se puede aceptar la hipótesis alternativa para la cadencia y la velocidad, y la hipótesis nula para el tiempo de apoyo monopodal y la longitud de zancada. Si bien el calificador logro establecer algunas diferencias entre los grupos estas no son consistentes, que probablemente están relacionadas con las bajas correlaciones no significativas establecidas entre el calificador CIF con la velocidad ( $r= -0,157$ ;  $p=0.122$ ); con la cadencia ( $r= -0,197$  ;  $p=0.052$ ), con la longitud de zancada ( $r= -0,039$  ;  $p=0.705$ ) y con la duración de fase de apoyo monopodal ( $r= -0,009$  ;  $p=0.933$ ).

Con respecto de lo anterior, se podrían plantear algunos factores influyentes en el desempeño del calificador CIF, como el desconocimiento, subjetividad y la variabilidad de criterio en su aplicación. Este concepto, concuerda con lo planteado por Pernambuco, que señala que el 50% de los Kinesiólogos (Fisioterapeutas) y terapeutas ocupacionales brasileros, tuvieron su primer contacto con la CIF, durante la graduación, el 28% nunca habían tenido contacto y el 74% no utiliza la CIF en la práctica clínica habitual. Sin embargo, el 82% consideró que su aplicación es viable en la práctica clínica. Por lo tanto, concluye que a pesar de que la mayoría de los profesionales afirmaron conocer la CIF y creen en la viabilidad de su utilización, es evidente que el conocimiento sobre este instrumento es aún limitado, e impide cumplir con las recomendaciones de la Organización Mundial de la Salud (OMS) y de las organizaciones de salud locales (Pernambuco, Lana, &

Polese, 2018). Por lo tanto, esta situación podría ser similar a lo que ocurre en nuestro país. Además, los resultados obtenidos sugieren debilidad del calificador para los fines propuestos por la guía clínica de OA.

Adicionalmente, no se observan DES en la cadencia, velocidad, duración de fase de apoyo monopodal y longitud de zancada entre ninguno de los grupos de la escala de K&L. Esta situación podría relacionarse con la baja correlación significancia entre la escala de K&L con la cadencia ( $r=0,186$  ;  $p=0.066$ ); con la velocidad ( $r= -0,055$ ;  $p=0.586$ ); con la duración del apoyo monopodal ( $r=0,154$  ;  $p=0.128$ ), exceptuando la longitud de zancada ( $r= -0,200$ ;  $p=0.047$ ).

En este sentido Clermont (Clermont & Barden, 2016) reporta que los sujetos con mayores niveles de OA, presentan mayores tiempos de paso y zancada, comparativamente con los sujetos sanos. Por lo tanto, una menor velocidad de marcha, cadencia y longitud de la zancada. Sin embargo, DeCaria, reportó que los sujetos que mejoran los síntomas de OA, logran mejorar la velocidad de marcha máxima, no así, la velocidad espontánea o habitual (DeCaria, Montero-Odasso, Wolfe, Chesworth, & Petrella, 2012). Sin embargo, la baja significancia de estas relaciones dificulta la obtención de conclusiones más concretas.

Por su parte las correlaciones entre los distintos PETM, demostraron moderada a fuerte relación directa entre la velocidad y la cadencia ( $r=0,696$ ;  $p=0.0001$ ); ( $r=0,716$ ;  $p=0.001$ ) y con la longitud de zancada ( $r=0,822$  ;  $p=0.001$ ), que podría explicarse por la dependencia lineal entre estas variables (Velocidad:(m/s) = longitud de zancada x cadencia / 120). (Cámara, 2011; Egerton, Danoudis, Huxham, & Ianseck, 2011).

En cambio, se observa escasa relación directa entre la cadencia y la longitud de zancada ( $r=0,218$ ;  $p=0.030$ ) ; ( $r=0,226$ ;  $p=0.024$ ) explicable por el incremento no proporcional de cada una de estas variables durante la marcha, debido a que los sujetos que requieren aumentar su velocidad pueden realizarla a expensas del incremento de la cadencia, de la longitud de zancada o de ambas. No obstante, la longitud de zancada es una variable con un límite mecánico más precoz que la cadencia (Sánchez Lacuesta et al., 2005).

Esta explicación concuerda con lo planteado por estudios previos (Debi et al., 2009) que señalan que los sujetos con OA de rodilla, con menores longitudes de zancada, compensan aumentando la cadencia, con el objetivo de reducir el vector de fuerza de reacción de la superficie y la carga articular.

Finalmente, se aprecia una débil relación directa entre la duración de la fase de apoyo monopodal con la velocidad ( $r=0,290$ ;  $p=0.004$ ); ( $r=0,245$ ;  $p=0.014$ ), con la cadencia ( $r=0,227$ ;  $p=0.024$ ) y con la longitud de la zancada ( $r=0,223$ ;  $p=0.027$ ); ( $r=0,205$ ;  $p=0.042$ ).

Con respecto de lo anterior, se puede mencionar que probablemente estas relaciones pueden estar influenciadas por la baja DS de la duración de la fase de apoyo monopodal (Media y DS:  $39,16 \pm 2,35\%$  del CM), que puede afectar la proporcionalidad entre las variables.

Por otro lado, las escasas diferencias de medias de los PETM entre los grupos del calificador CIF y de la escala K&L, además de las débiles correlaciones establecidas, permite considerar con mayor interés los resultados del análisis de conglomerados. Este análisis tiene como propósito alcanzar el objetivo de la investigación, mediante la obtención de cuatro perfiles de comportamiento de estos parámetros. Por lo tanto, los resultados de la muestra de estudio, se compararan con los obtenidos por Elbaz (A Elbaz et al., 2014), que propuso un nuevo sistema de clasificación funcional de la gravedad de la OA de rodilla, basado en el comportamiento de estas variables. Este sistema utiliza la velocidad, cadencia, duración de fase de apoyo monopodal y longitud de zancada de sujetos con OA de rodilla, registrados mediante el uso de una plataforma instrumentada (GaitMat MII system, E.Q., Inc. Chalfont, PA, USA). Estos datos fueron agrupados y numerados del uno al cuatro, por lo tanto, el grupo N°1, representa el menor nivel de gravedad o alteración funcional de la marcha producida por la OA de rodilla, en cambio, el grupo N°4, representa a aquellos con mayor limitación de la marcha.

En el caso de la cadencia, Elbaz reporta valores de 73,2; 70,8; 64,7 y 59,0 pasos/min. para los conglomerados N°1, 2, 3 y 4, respectivamente. En cambio, la muestra de estudio

corresponde a 129,09; 117,14; 109,07 y 95,48 pasos/min. respectivamente. Para la velocidad de marcha, Elbaz plantea valores de 1,126 m/s; 0,937 m/s; 0,748 m/s y 0,548 m/s. para los conglomerados N°1, 2, 3 y 4, respectivamente. Sin embargo, no se obtiene estos conglomerados en la muestra de estudio. Para la duración de fase de apoyo monopodal (% CM), según Elbaz corresponde a 38,7; 37,2; 35,0 y 31,8% CM, para los clústeres N°1, 2, 3 y 4, respectivamente. En cambio, en la muestra de estudio corresponde a 39,60; 39,94; 38,59 y 38,62 % CM respectivamente. Finalmente, para la longitud de zancada, Elbaz plantea valores de 1,22 m; 1,05 m; 0,92 m y 0,73 m. para los clústeres N°1, 2, 3 y 4, respectivamente. En cambio, la muestra de estudio corresponde a 1,16 m; 1,17 m; 1,14 m; 1,08 m. respectivamente.

Por lo tanto, los valores de la cadencia, duración de fase de apoyo monopodal y longitud de zancada de la muestra de estudio (con excepción del clúster N°1 del último parámetro) siempre son mayores que los reportados por Elbaz en sus respectivos clústeres. Esta situación, puede tener relación con la mayor proporción de sujetos de mayor edad del estudio de Elbaz, comparativamente con la muestra de estudio. Debido a que Elbaz estudio a mujeres con edades de  $55,6 \pm 14,5$ ;  $58,5 \pm 16,8$ ;  $62,7 \pm 16,1$  y  $68 \pm 15,1$  años, para los clústeres N°1, N°2, N°3 y N°4 respectivamente. Por lo tanto, la mayor edad de estos grupos puede influir en la reducción de los PETM.

Por su parte, Elbaz propuso una graduación de cuatro intervalos decrecientes de longitud de zancada y dos de cadencia, que en combinación establecen cuatro grados de clasificación. Esta distribución se produjo debido a que la longitud de la zancada fue la variable discriminadora principal, que separa los grupos de OA de la rodilla, en cambio, la cadencia representa el parámetro secundario. Por lo tanto, la clasificación final se estructuró de la siguiente forma. Grado N°1: longitud de zancada  $> 1,15$  m. ; Grado N°2: longitud de zancada  $> 1,05$  m y  $\leq 1,15$  m, o longitud de zancada  $> 0,95$  m y  $\leq 1,05$  m en asociación a una cadencia  $> 65$  pasos/min. ; Grado N°3: Corresponde a las siguientes tres combinaciones: longitud de zancada  $> 0,85$  m y  $\leq 0,95$  m o bien; longitud de zancada  $> 0,95$  m y  $\leq 1,05$  m, asociada a una cadencia  $\leq 65$  pasos/min, longitud de zancada  $> 0,80$  m y  $\leq 0,85$  m, asociada a

una cadencia  $> 65$  pasos/min. Grado N°4: longitud de zancada  $\leq 0,80$  m o bien, una longitud de zancada  $> 0,80$  m y  $\leq 0,85$  m, asociada a una cadencia  $\leq 65$  pasos/min.

En cambio, en la muestra de estudio el factor discriminador principal fue la cadencia, debido a que logró establecer cuatro perfiles o categorías, en los cuales sus rangos mínimos y máximos no se apreciaron traslapados o anidados. No obstante, la longitud de zancada y la duración de fase de apoyo monopodal, presentan valores mínimos y máximos levemente traslapados entre los distintos clústers. Por su parte la velocidad de la marcha, no se agrupó con las otras variables, al igual que lo que ocurrió en la clasificación de Elbaz. Por lo tanto, la muestra de estudio presentó los siguientes valores en forma análoga a la clasificación de Elbaz. Grado N°1: cadencia  $>123,69$  y  $\leq 139,10$  pasos/min. Con longitud de zancada  $>1,01$  m. y  $\leq 1,39$  m.; Grado N°2: cadencia  $>113,89$  y  $\leq 122,70$  pasos/min. Con longitud de zancada  $> 0,91$  m. y  $\leq 1,47$  m. Grado N°3: Cadencia  $>102,93$  y  $\leq 113,39$  pasos/min. Con longitud de zancada  $> 0,91$  m. y  $\leq 1,42$ . Grado N°4: Cadencia  $>90,34$  y  $\leq 100,92$  pasos/min. Con longitud de zancada  $> 0,94$  m. y  $\leq 1,27$  m.

Estos resultados permiten plantear que la capacidad de discriminación de los grados de la clasificación de Elbaz y del presente estudio, podrían relacionarse con las diferencias en el tamaño y edad de la muestra de estudio ( $n=99$ ;  $61 \pm 3$  años) y la de Elbaz. ( $n=1701$ ;  $60,5 \pm 16,5$  años) Considerando que un mayor tamaño muestral, permitiría mejorar la capacidad de discriminación de los grupos.

Finalmente los resultados obtenidos de los conglomerados, sugieren que esta metodología permite establecer perfiles de comportamiento de diferentes (Camacho, Soto, & Muyor, 2009) PETM de mujeres con OA de rodilla, con la finalidad de construir futuras clasificaciones funcionales de la OA, que permita segmentar a los sujetos en función de las características de la marcha de una determinada población y no basado en las variables clásicamente consideradas. Con el propósito final de comprender más adecuadamente sus problemáticas y proponer intervenciones terapéuticas más asertivas.

**CAPÍTULO VII.**  
**CONCLUSIONES Y PROYECCIONES.**

## **7 CONCLUSIONES Y PROYECCIONES.**

La aplicación del calificador CIF, permite establecer que el 1,01% del total de los casos evaluados, no refiere dificultad para la marcha. En cambio, el 18,18% presenta dificultad leve, el 35,35% moderada, el 39,39% severa y el 6,06% completa. Por lo tanto, el 80,8% de la muestra, refiere molestias más del 25% del día con un nivel de intensidad, que interfiere ocasional o frecuentemente la realización de esta actividad durante el último mes.

La utilización de la escala de Kellgren & Lawrence establece que 15,15% de la muestra de estudio, no presenta cambios radiológicos producidos por artrosis de rodilla, el 24,24% presenta cambios dudosos, el 22,22% leves, el 19,19% moderados y el 19,19% graves. Además, el 18,34% de los sujetos presenta cambios radiológicos moderados y severos en el compartimento articular anterior de la rodilla, el 24,26% en el lateral y el 17,75% en el medial.

No se observan diferencias significativas de la cadencia, velocidad, duración de fase de apoyo monopodal y longitud de zancada, entre ninguno de los grupos de mujeres con OA de rodilla según la escala de K&L. Por lo tanto, se puede aceptar la hipótesis nula de esta variables. Tampoco se aprecian correlaciones significativas entre los niveles de la escala de K&L y los diferentes PETM, con excepción de la longitud de zancada.

Sin embargo, se logra establecer un ordenamiento de cuatro niveles o perfiles característicos de la limitación de la marcha de mujeres con OA de rodilla, basados en el comportamiento de los PETM. En los cuales la cadencia demuestra ser la variable

discriminadora que estableció las diferentes categorías. En cambio, la duración de la fase de apoyo monopodal y la longitud de la zancada presentan valores mínimos y máximos levemente traslapados entre los distintos conglomerados. Por su parte la velocidad de la marcha, no se agrupó con las otras variables, al igual que lo reportado por investigaciones previas.

### **Comentario final.**

Los resultados sugieren una baja capacidad de la escala de Kellgren & Lawrence y del calificador de la CIF, para establecer diferencias significativas de los parámetros espaciotemporales de la marcha entre mujeres de 55 a 65 años con artrosis de rodilla.

Este estudio es una aporte en la modificación del enfoque clínico habitual de la evaluación de la OA de rodilla, hacia uno orientado a la alteración funcional de la marcha de este tipo de personas.

Los resultados obtenidos surgieron de que los PETM pueden ser una medida objetiva para evaluar la alteración de marcha en sujetos con OA de rodilla. Por lo tanto, este trabajo representa un punto de partida de una línea de investigación destinada al diseño de clasificaciones funcionales de la severidad de la OA de rodilla, basadas en el comportamiento de los PETM.

### **Limitaciones.**

La falta de contexto y de instrucciones adecuadas para la aplicación del calificador CIF, dificulta su utilización en esta investigación.

La escasa información epidemiológica de OA de rodilla dificulta la comprensión de la población de estudio y la elección de una muestra representativa.

El tamaño muestral analizado parece influir en la falta de diferenciación de las categorías de los conglomerados propuestos.

## **Proyecciones.**

Se sugiere mejorar el tamaño muestral del grupo etario estudio para mejorar la generalización de los resultados obtenidos.

Desarrollar futuras investigaciones en otros grupos etarios, destinada a construir una base de datos referenciales, que facilite la comparación del desempeño de la marcha de sujetos con OA de rodilla de la comunidad. Con el propósito de mejorar su evaluación y la clasificación funcional inicial, la graduación de mejorías y los criterios de alta o modificación de estrategia terapéutica.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- Agudelo, A. I., Briñez, T. J., Guarín, V., & Ruiz, J. P. (2013). Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura. *CES Movimiento y Salud*, 1(1), 29–43. [https://doi.org/10.1016/S1886-6581\(06\)70003-2](https://doi.org/10.1016/S1886-6581(06)70003-2)
- Aguilar Cordero, M. J., Sánchez López, A. M., Barrilao, G., Rodriguez Blanque, R., Noack Segovia, J., & Pozo Cano, M. D. (2014). Descripción del acelerómetro como método para valorar la actividad física en los diferentes periodos de la vida: revisión sistemática. *Nutrición Hospitalaria*, 29(6), 1250–1261. <https://doi.org/10.3305/nh.2014.29.6.7410>
- Al-Obaidi, S., Wall, J. C., Al-Yaqoub, A., & Al-Ghanim, M. (2003). *Basic gait parameters: A comparison of reference data for normal subjects 20 to 29 years of age from Kuwait and Scandinavia*. *Journal of Rehabilitation Research and Development* (Vol. 40). Retrieved from <https://www.rehab.research.va.gov/jour/03/40/4/pdf/Al-Obaidi.pdf>
- Al-Zahrani, K. S., & Bakheit, A. M. O. (2002). A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disability and Rehabilitation*, 24(5), 275–280. <https://doi.org/10.1080/09638280110087098>
- Aldas Manzano, J. (2008). El análisis cluster.
- Allet, L., Knols, R. H., Shirato, K., & de Bruin, E. D. (2010). Wearable systems for monitoring mobility-related activities in chronic disease: A systematic review. *Sensors (Switzerland)*, 10(10), 9026–9052. <https://doi.org/10.3390/s101009026>
- Alonso, J., Prieto, L., & Antó, J. M. (1995). La versión española del SF-36 Health Survey (Cuestionario de Salud SF-36): un instrumento para la medida de resultados clínicos. *Med Clin (Barc)*, 104(20), 771–776. [https://doi.org/10.1016/S0742-8413\(99\)00010-9](https://doi.org/10.1016/S0742-8413(99)00010-9)
- Altman, R. (1986). Development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism*, 29, 1039–1049. Retrieved from [https://www.rheumatology.org/Portals/0/Files/Complete Article\\_Osteoarthritis of the](https://www.rheumatology.org/Portals/0/Files/Complete Article_Osteoarthritis of the)

Knee - 1986.pdf

- Alviar, M. J., Olver, J., Pallant, J. F., Brand, C., De Steiger, R., Pirpiris, M., ... Khan, F. (2012). Can the ICF osteoarthritis core set represent a future clinical tool in measuring functioning in persons with osteoarthritis undergoing hip and knee joint replacement? *Journal of Rehabilitation Medicine*, 44(11), 955–961. <https://doi.org/10.2340/16501977-1041>
- Aminian, K., Najafi, B., Büla, C., Leyvraz, P.-F., & Robert, P. (2002). Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *Journal of Biomechanics*, 35(5), 689–699. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00008-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00008-8)
- Angst, F., Aeschlimann, A., Steiner, W., & Stucki, G. (2001). Responsiveness of the WOMAC osteoarthritis index as compared with the SF-36 in patients with osteoarthritis of the legs undergoing a comprehensive rehabilitation intervention. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 60(9), 834–840. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11502609> <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC1753825>
- Araújo, A. G. N., Andrade, L. M., & Barros, R. M. L. De. (2005). Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria System for kinematical analysis of the human gait based on videogrammetry. *Fisioterapia e Pesquisa*.
- Astephen, J., Deluzio, K., Caldwell, G., & Dunbar, M. (2008). Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(3), 332–341. <https://doi.org/10.1002/jor.20496>
- Ayuso-Mateos, J. L., Nieto-Moreno, M., Sánchez-Moreno, J., & Vázquez-Barquero, J. L. (2006). Clasificación Internacional del Funcionamiento, la Discapacidad y la Salud (CIF): aplicabilidad y utilidad en la práctica clínica. *Medicina Clínica*, 126(12), 461–466. <https://doi.org/10.1157/13086326>
- Baker, R. (2007). The history of gait analysis before the advent of modern computers. *Gait and Posture*, 26(3), 331–342. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.10.014>
- Bakieva, M., González, J., & Jornet, J. (2008). *SPSS: ANOVA de un Factor*.
- Beck, R., Andriacchi, T., Kuo, K., Fermier, R., & Galante, J. (1981). Changes in the gait of growing children. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 63(9), 1452–1457.

- Bedson, J., & Croft, P. (2008). The discordance between clinical and radiographic knee osteoarthritis: A systematic search and summary of the literature. *BMC Musculoskeletal Disorders*. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-9-116>
- Bejek, Z., Paroczai, R., Illyes, A., Kocsis, L., & Kiss, R. M. (2006). Gait Parameters of Patients With Osteoarthritis of the Knee Joint. *Physical Education and Sport*, *4*(1), 9–16. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2011.07.001>
- Belmonte, R., Tejero, M., Aguirrezabal, A., Boza, R., Guillén, A., & Escalada, F. (2010). Análisis de la marcha a los 6 meses de una prótesis total de rodilla: evolución y correlación con variables clínicas. *Rehabilitacion*, *44*(2), 130–136. <https://doi.org/10.1016/j.rh.2009.11.002>
- Belo, J. N., Berger, M. Y., Reijman, M., Koes, B. W., & Bierma-Zeinstra, S. M. A. (2007). Prognostic factors of progression of osteoarthritis of the knee: A systematic review of observational studies. *Arthritis Care and Research*, *57*(1), 13–26. <https://doi.org/10.1002/art.22475>
- Bennell, K., Dobson, F., & Hinman, R. (2011). Measures of physical performance assessments: Self-Paced Walk Test (SPWT), Stair Climb Test (SCT), Six-Minute Walk Test (6MWT), Chair Stand Test (CST), Timed Up & Go (TUG), Sock Test, Lift and Carry Test (LCT), and Car Task. *Arthritis Care and Research*, *63*(SUPPL. 11), 350–370. <https://doi.org/10.1002/acr.20538>
- Béseler Soto, M. del R. (2006). *Estudio de los parámetros cinéticos de la marcha del paciente hemipléjico mediante plataformas dinamométricas. Tesis de Doctorado-PhD, Universidad de Valencia* (Vol. 53). <https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- Biblioteca del Congreso Nacional. Biblioteca del Congreso Nacional de Chile - [www.leychile.cl](http://www.leychile.cl) - documento generado el 27-Abr-2017 (2004). Chile: Biblioteca del Congreso nacional de Chile.
- Blanc, Y., Balmer, C., Landis, T., & Vingerhoets, F. (1999). Temporal parameters and patterns of the foot roll over during walking: Normative data for healthy adults. *Gait and Posture*, *10*(2), 97–108. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00019-3](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00019-3)
- Blanco, F. J., & Ruiz-Romero, C. (2013). New targets for disease modifying osteoarthritis drugs: Chondrogenesis and Runx1. *Annals of the Rheumatic Diseases*, *72*(5), 631–634. <https://doi.org/10.1136/annrheumdis-2012-202652>

- Błaszczuk, J. W., Plewa, M., Cieślińska-Świder, J., Bacik, B., Zahorska-Markiewicz, B., & Markiewicz, A. (2011). Impact of excess body weight on walking at the preferred speed. *Acta Neurobiologiae Experimentalis*, *71*, 528–540.
- Bonora, G., Carpinella, I., Cattaneo, D., Chiari, L., & Ferrarin, M. (2015). A new instrumented method for the evaluation of gait initiation and step climbing based on inertial sensors: A pilot application in Parkinson's disease. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *12*(1), 1–12. <https://doi.org/10.1186/s12984-015-0038-0>
- Brunton, L. R., Bolink, S. A., Grimm, B., Van Laarhoven, S., Lipperts, M., Heyligers, I., & Blom, A. W. (2012). Inertial sensor based gait analysis: A clinical application in patients with osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, *20*(2012), S107. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2012.02.121>
- Bugané, F., Benedetti, M. G., Casadio, G., Attala, S., Biagi, F., Manca, M., & Leardini, A. (2012). Estimation of spatial-temporal gait parameters in level walking based on a single accelerometer: Validation on normal subjects by standard gait analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, *108*(1), 129–137. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2012.02.003>
- Buganè, F., Benedetti, M. G., D'Angeli, V., & Leardini, A. (2014). Estimation of pelvis kinematics in level walking based on a single inertial sensor positioned close to the sacrum: Validation on healthy subjects with stereophotogrammetric system. *BioMedical Engineering Online*, *13*(1), 1–15. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-13-146>
- Calderon, M., & Ulloa, R. (2016). Cambios asociados al envejecimiento normal en los parámetros angulares de la marcha a una velocidad controlada. *Revista Medica de Chile*, *144*, 74–82. Retrieved from <https://scielo.conicyt.cl/pdf/rmc/v144n1/art10.pdf>
- Calliess, T., Bocklage, R., Karkosch, R., Marscholke, M., Windhagen, H., & Schulze, M. (2014). Clinical Evaluation of a Mobile Sensor-Based Gait Analysis Method for Outcome Measurement after Knee Arthroplasty. *Sensors*, *14*(9), 15953–15964. <https://doi.org/10.3390/s140915953>
- Camacho, A., Soto, C., & Muyor, J. (2009). Perfiles motivacionales de los usuarios en centros deportivos municipales. *Anales de Psicología*, *25*(1), 160–168.
- Cámara, J. (2011). Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio- temporales. *Entramado*, *7*(1), 160–173.

- Cañada, F. C., Torres-Luque, G., López-Fernández, I., & Carnero, E. Á. (2014). Niveles de actividad física y acelerometría: Recomendaciones y patrones de movimiento en escolares. / Physical Activity Levels and accelerometry: Recommendations and patterns in school-aged subjects. *Cuadernos de Psicología Del Deporte*, *14*(3), 129–139.  
Retrieved from <http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=sph&AN=99580049&site=ehost-live>
- Capozzo, A. (1991). *The Mechanics of Human Walking*. (A. E. P. (Editor) @ E. S. P. B. V. (North-Holland), Ed.), *Adaptability of Human Gait*.
- Carmenate, L., Moncada, F., & Borjas, E. (2014). *Manual de Mediciones Antropométricas*. Saltra. Retrieved from [www.saltra.una.ac.cr](http://www.saltra.una.ac.cr)
- Casen. (2015). *Manual de trabajo de campo*. Retrieved from [www.microdatos.cl/casen](http://www.microdatos.cl/casen)
- Castaño Carou, A., Pita Fernández, S., Pértega Díaz, S., de Toro Santos, F. J., Sánchez, J. R., Botaya, R. M., ... Genovés, J. S. (2015). Perfil clínico, grado de afectación y manejo terapéutico de pacientes con artrosis en atención primaria: Estudio multicéntrico nacional EVALÚA. *Reumatología Clínica*, *11*(6), 353–360.  
<https://doi.org/10.1016/j.reuma.2014.12.005>
- Cavagna, G. A., Thys, H., & Zamboni, A. (1976). The sources of external work in level walking and running. *The Journal of Physiology*, *262*(3), 639–657.  
<https://doi.org/10.1113/jphysiol.1976.sp011613>
- Cerda, L. (2010). Evaluación del paciente con trastorno de la marcha. *Rev Hosp Clín Univ Chile*, (21), 326–336.
- Chang, A., Hurwitz, D., Dunlop, D., Song, J., Cahue, S., Hayes, K., & Sharma, L. (2007). The relationship between toe-out angle during gait and progression of medial tibiofemoral osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, *66*(10), 1271–1275.  
<https://doi.org/10.1136/ard.2006.062927>
- Cho, S. H., Park, J. M., & Kwon, O. Y. (2004). Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clinical Biomechanics*, *19*(2), 145–152.  
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.10.003>
- Chou, P., Chou, Y., & Su, F. (2003). Normal gait of children, *15*(4), 160–163.
- CIF. (2003). *ICF*. Retrieved from

<https://www.who.int/classifications/icf/training/icfchecklist.pdf>

- Cimolin, V., Capodaglio, P., Cau, N., Galli, M., Santovito, C., Patrizi, A., ... Sartorio, A. (2017). Computation of spatio-temporal parameters in level walking using a single inertial system in lean and obese adolescents. *Biomedizinische Technik*, 62(5), 505–511. <https://doi.org/10.1515/bmt-2015-0180>
- Clermont, C. A., & Barden, J. M. (2016). Accelerometer-based determination of gait variability in older adults with knee osteoarthritis. *Gait and Posture*, 50, 126–130. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.08.024>
- Collado-Vasquez, S. (2004). La marcha: historia de los procedimientos de análisis. *La Marcha: Historia de Los Procedimientos de Análisis*, 25(2), 1–16. [https://doi.org/10.1016/S0716-8640\(14\)70034-3](https://doi.org/10.1016/S0716-8640(14)70034-3)
- Collado, S. (2002). *Ánalisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de carga*. Retrieved from <http://eprints.ucm.es/4401/1/med3.pdf>
- Collado, S., Pascual, F., Álvarez, A., & Rodríguez, P. (2003). Análisis de la Marcha. Factores Moduladores. *Biociencias.*, 1–22.
- Constantinou, M., Barrett, R., Brown, M., & Mills, P. (2014). Spatial-Temporal Gait Characteristics in Individuals With Hip Osteoarthritis: A Systematic Literature Review and Meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 44(4), 291-B7. <https://doi.org/10.2519/jospt.2014.4634>
- Core Set. (2012). Conjuntos Básicos CIF. Retrieved September 16, 2018, from <https://www.icf-core-sets.org/es/page1.php>
- Cubukcu, D., Sarsan, A., & Alkan, H. (2012). Relationships between Pain, Function and Radiographic Findings in Osteoarthritis of the Knee: A Cross-Sectional Study. *Arthritis*, 2012, 984060. <https://doi.org/10.1155/2012/984060>
- Culvenor, A. G., Engen, C. N., Øiestad, B. E., Engebretsen, L., & Risberg, M. A. (2015). Defining the presence of radiographic knee osteoarthritis: a comparison between the Kellgren and Lawrence system and OARSI atlas criteria. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. <https://doi.org/10.1007/s00167-014-3205-0>
- De la Garza, J., Vázquez, E., Aguilar, T., Montiel, A., Gutiérrez, I., Barragán, R., ... Espitia, A. (2013). Calidad de vida en pacientes con limitación funcional de la rodilla por gonartrosis. En una unidad de primer nivel de atención médica. *Acta Ortopédica*

*Mexicana*, 27, 367–370.

- De Mendieta, M. (2005). Relevancia de los hallazgos clínicos y radiológicos en la artrosis. *Revista Española de Reumatología*, 32(01), 37–41. Retrieved from <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-reumatologia-29-articulo-relevancia-los-hallazgos-clinicos-radiologicos-13071163>
- De Miguel, E., Domínguez-Gil, A., Morales-Olivas, F., Varela, C., & Riesgo, Y. (2003). Estudio de la utilización de medicamentos en la artrosis. *Rev Esp Reumatol* 2003;30(1):12-9.
- Debi, R., Mor, A., Segal, G., Debbi, E., Cohen, M., Igolnikov, I., ... Elbaz, A. (2012). Differences in gait pattern parameters between medial and anterior knee pain in patients with osteoarthritis of the knee. *Clinical Biomechanics*, 27(6), 584–587. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2012.02.002>
- Debi, R., Mor, A., Segal, G., Segal, O., Agar, G., Debbi, E., ... Elbaz, A. (2011). Correlation between single limb support phase and self-evaluation questionnaires in knee osteoarthritis populations. *Disability and Rehabilitation*, 33(13–14), 1103–1109. <https://doi.org/10.3109/09638288.2010.520805>
- Debi, R., Mor, A., Segal, O., Segal, G., Debbi, E., Agar, G., ... Elbaz, A. (2009). Differences in gait patterns, pain, function and quality of life between males and females with knee osteoarthritis: A clinical trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 10(1), 1–10. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-10-127>
- DeCaria, J. E., Montero-Odasso, M., Wolfe, D., Chesworth, B. M., & Petrella, R. J. (2012). The effect of intra-articular hyaluronic acid treatment on gait velocity in older knee osteoarthritis patients: A randomized, controlled study. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 55(2), 310–315. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2011.11.007>
- Dietrich M; Jurgen N, Ostrowski C, K. R. (2004). *Metodología general del entrenamiento infantil y juvenil*.
- Driban, J. B., Hootman, J. M., Sitler, M. R., Harris, K. P., & Cattano, N. M. (2017). Is Participation in Certain Sports Associated With Knee Osteoarthritis? A Systematic Review. *Journal of Athletic Training*, 52(6), 497–506. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-50.2.08>
- Dulay, G., Cooper, C., & Dennison, E. (2015). Knee pain, knee injury, knee osteoarthritis &

- work. *Best Practice and Research: Clinical Rheumatology*, 29(3), 454–461.  
<https://doi.org/10.1016/j.berh.2015.05.005>
- Egerton, T., Danoudis, M., Huxham, F., & Iansek, R. (2011). Central gait control mechanisms and the stride length - cadence relationship. *Gait and Posture*, 34(2), 178–182.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.04.006>
- Eizaga, R. (2017). *Escalas de valoracion del dolor*. Cadiz. Retrieved from  
[https://www.researchgate.net/publication/321462394\\_Escalas\\_de\\_Valoracion\\_de\\_Dolor](https://www.researchgate.net/publication/321462394_Escalas_de_Valoracion_de_Dolor)
- Elbaz, A., Mor, A., Segal, G., Debi, R., Shazar, N., & Herman, A. (2014). Novel classification of knee osteoarthritis severity based on spatiotemporal gait analysis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 22(3), 457–463. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2013.12.015>
- Elbaz, A., Mor, A., Segal, O., Agar, G., Halperin, N., Haim, A., ... Debi, R. (2012). Can single limb support objectively assess the functional severity of knee osteoarthritis? *Knee*, 19(1), 32–35. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2010.12.004>
- Elbaz, A., Mor, A., Segal, O., Segal, G., Haim, A., Agar, G., ... Debi, R. (2008). Can Specific Gait Characteristics Be an Indicator for the Severity of Knee Osteoarthritis? In *Osteoarthritis and Cartilage* (Vol. 16, p. S67). OsteoArthritis Society International.  
[https://doi.org/10.1016/S1063-4584\(08\)60171-5](https://doi.org/10.1016/S1063-4584(08)60171-5)
- Emrani, P. S., Katz, J. N., Kessler, C. L., Reichmann, W. M., Wright, E. A., McAlindon, T. E., & Losina, E. (2008). Joint space narrowing and Kellgren-Lawrence progression in knee osteoarthritis: an analytic literature synthesis. *Osteoarthritis and Cartilage*.  
<https://doi.org/10.1016/j.joca.2007.12.004>
- Escobar, A. (2011). Validación de una escala reducida de capacidad funcional del cuestionario WOMAC. *Gaceta Sanitaria*, 25(6), 513–518.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaceta.2011.06.003>
- Escobar, N. (2012). Análisis de conglomerados para la segmentación de mercados. *Documentos FCE Escuela de Administración de Empresas y Contaduría Pública*, 11, 17.
- Fazio, P., Granieri, G., Casetta, I., Cesnik, E., Mazzacane, S., Caliandro, P., ... Granieri, E. (2013). Gait measures with a triaxial accelerometer among patients with neurological impairment. *Neurological Sciences*, 34(4), 435–440. <https://doi.org/10.1007/s10072-012-1017-x>
- FONASA. (2018). *Oficio Ordinario IE N° 24177/2018*.

- Frias-Navarro, D. (2013). Las Pruebas Paramétricas. Retrieved from <https://www.uv.es/~friasnav/SupuestosParametrica.pdf>
- Frías-Navarro, D. (2006). *Alfa de Cronbach y consistencia interna de los ítems de un instrumento de medida*. Valencia. Retrieved from <https://www.uv.es/~friasnav/AlfaCronbach.pdf>
- Galli, M., Ana, M., Maria, G., Patrizio, S., Giorgio, A., Fabrizio, S., & Maria Francesca, D. P. (2008). Timed Up and Go test and wearable inertial sensor: a new combining tool to assess change in subject with Parkinson's disease after automated mechanical peripheral stimulation treatment. *International Journal of Engineering and Innovative Technology (IJEIT)*, 4(11), 155–163.
- Garatachea, N., Luque, G. T., & Gallego, J. G. (2010). Physical activity and energy expenditure measurements using accelerometers in older adults. *Nutricion Hospitalaria*, 25(2), 224–230. <https://doi.org/10.3305/nh.2010.25.2.4439>
- Gard, S. A., & Childress, D. S. (1997). The effect of pelvic list on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Gait and Posture*, 5(3), 233–238. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(96\)01089-2](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(96)01089-2)
- Gaudó Navarro, J., & Sueiro Bendito, A. (2012). Actividad física y acelerómetros en el tratamiento de la HAP: Una aproximación práctica a la “vida real.” *Revista de Patología Respiratoria*, 15(1), 1–3. [https://doi.org/10.1016/S1576-9895\(12\)70131-5](https://doi.org/10.1016/S1576-9895(12)70131-5)
- Godfrey, A., Conway, R., Meagher, D., & ÓLaighin, G. (2008). Direct measurement of human movement by accelerometry. *Medical Engineering and Physics*, 30(10), 1364–1386. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.09.005>
- Gómez-Ferrer, R. (2005). *Estudio biomecánico de la marcha en pacientes con artrosis de cadera*. <https://doi.org/10.1007/s13398-014-0173-7.2>
- González, P. (2014). Evolución de la locomoción bípeda humana: el nivel socioeconómico como factor ambiental. *Antropo*, 32(1), 15–24.
- Gordon, K. E., Ferris, D. P., & Kuo, A. D. (2009). Metabolic and Mechanical Energy Costs of Reducing Vertical Center of Mass Movement During Gait List of Abbreviations ANOVA analysis of variance COM center of mass PSL preferred stride length VFB visual feedback V̇ O<sub>2</sub> oxygen consumption. *YAPMR*, 90, 136–144. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2008.07.014>

- Grazio, S., & Balen, D. (2009). [Obesity: risk factor and predictor of osteoarthritis]. *Liječnički Vjesnik*.
- Hachiya, M., Murata, S., Otao, H., Kamijou, K., Mizota, K., & Asami, T. (2015). Reproducibility and validity of the 50-meter walking test in community-dwelling elderly. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(5), 1511–1514.  
<https://doi.org/10.1589/jpts.27.1511>
- Hartmann, A., Murer, K., de Bie, R. A., & de Bruin, E. D. (2009). Reproducibility of spatio-temporal gait parameters under different conditions in older adults using a trunk tri-axial accelerometer system. *Gait and Posture*, 30(3), 351–355.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.06.008>
- Hausdorff, J., Zemani, L., Peng, C., & Goldberger, A. (1999). Maturation of gait dynamics: stride-to-stride variability and its temporal organization in children. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 86(3), 1040–1047.  
<https://doi.org/10.1152/jappl.1999.86.3.1040>
- Hayashi, D., Roemer, F. W., & Guermazi, A. (2016). Imaging for osteoarthritis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 59(3), 161–169.  
<https://doi.org/10.1016/j.rehab.2015.12.003>
- Hayes, K. W., & Johnson, M. E. (2003). Measures of adult general performance tests: The Berg Balance Scale, Dynamic Gait Index (DGI), Gait Velocity, Physical Performance Test (PPT), Timed Chair Stand Test, Timed Up and Go, and Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment (POMA). *Arthritis & Rheumatism*, 49(S5), S28–S42.  
<https://doi.org/10.1002/art.11411>
- Heidari, B. (2011). Knee osteoarthritis prevalence, risk factors, pathogenesis and features: Part I. *Caspian Journal of Internal Medicine*.
- Henriksen, M., Graven-Nielsen, T., Aaboe, J., Andriacchi, T., & Bliddal, H. (2010). Gait changes in patients with knee osteoarthritis are replicated by experimental knee pain. *Arthritis Care and Research*, 62(4), 501–509. <https://doi.org/10.1002/acr.20033>
- Heredia-Jiménez, J., Mallagaray-corrál, S., Orantes-González, E., & Soto-Hermoso, V. (2017). Diferencias espacio-temporales de la locomoción en adultos varones con normopeso y sobrepeso. *Universidad de Granada*, 23, 8–11.
- Hernández-Vaquero, D., & Fernández-Carreira, J. M. (2012). Relationship between

- radiological grading and clinical status in knee osteoarthritis. a multicentric study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 13. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-13-194>
- Hernández, J. (2016). Clustering technique based on k- means algorithm for the identification of clusters of surgical patients. *Universidad Santo Tomás, Seccional Bucaramanga*, 1–8. Retrieved from [www.udi.edu.co/congreso/historial/.../descargar\\_pdf1.php?f...%0A](http://www.udi.edu.co/congreso/historial/.../descargar_pdf1.php?f...%0A)
- Hernández Sampieri, R. (2010). *Metodología de la Investigación*. (Mc Graw - Hill/Interamericana Editores S.A de C.V, Ed.) (Quinta Edi). México. <https://doi.org/10.15713/ins.mmj.3>
- Higgins, T. J., Janelle, C. M., & Manini, T. M. (2014). Diving below the surface of progressive disability: considering compensatory strategies as evidence of sub-clinical disability. *Journals of Gerontology, Series B: Psychological Sciences and Social Sciences*, 69(2), 263–274. <https://doi.org/10.1093/geronb/gbt110>
- Hollman, J. H., Childs, K. B., McNeil, M. L., Mueller, A. C., Quilter, C. M., & Youdas, J. W. (2010). Number of strides required for reliable measurements of pace, rhythm and variability parameters of gait during normal and dual task walking in older individuals. *Gait and Posture*, 32(1), 23–28. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.02.017>
- Hollman, J. H., Kovash, F. M., Kubik, J. J., & Linbo, R. A. (2007). Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait and Posture*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.08.005>
- Hollman, J. H., McDade, E. M., & Petersen, R. C. (2011). Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait and Posture*, 34(1), 111–118. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.03.024>
- Houston, D. K., Ding, J., Nicklas, B. J., Harris, T. B., Lee, J. S., Nevitt, M. C., ... Health ABC Study, for the H. A. (2009). Overweight and obesity over the adult life course and incident mobility limitation in older adults: the health, aging and body composition study. *American Journal of Epidemiology*, 169(8), 927–936. <https://doi.org/10.1093/aje/kwp007>
- INE. (2006). *Glosario Encuesta Nacional de Empleo. Conceptos Basicos*. Retrieved from [https://www.ine.cl/docs/default-source/laborales/ene/historico/antecedentes-metodológicos/glosario\\_ene\\_espanol.pdf?sfvrsn=4](https://www.ine.cl/docs/default-source/laborales/ene/historico/antecedentes-metodológicos/glosario_ene_espanol.pdf?sfvrsn=4)
- Izquierdo, M., Martínez-Ramírez, A., Larrión, J. L., Irujo-Espinosa, M., & Gómez, M. (2008). Valoración de la capacidad funcional en el ámbito domiciliario y en la clínica: Nuevas

- posibilidades de aplicación de la acelerometría para la valoración de la marcha, equilibrio y potencia muscular en personas mayores. *Anales Del Sistema Sanitario de Navarra*, 31(2). <https://doi.org/10.4321/S1137-66272008000300006>
- Kadaba, M., Ramakrishnan, H., & Wootten, M. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research*, 8, 383–392. [https://doi.org/10.1007/978-1-4471-5451-8\\_100](https://doi.org/10.1007/978-1-4471-5451-8_100)
- Kaufman, K. R., Hughes, C., Morrey, B. F., Morrey, M., & An, K.-N. (2001). Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *Journal of Biomechanics*, 34(7), 907–915. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00036-7](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00036-7)
- Kavanagh, J. J., & Menz, H. B. (2008). Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait and Posture*, 28(1), 1–15. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.10.010>
- Kellgren, J. H., & Lawrence, J. S. (1957). Radiological assessment of osteo-arthrosis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 16(4), 494–502. <https://doi.org/10.1136/ard.16.4.494>
- Kerrigan, D. C., Riley, P. O., Lelas, J. L., & Croce, U. Della. (2001). Quantification of Pelvic Rotation as a Determinant of Gait. <https://doi.org/10.1053/apmr.2001.18063>
- Kiss, R. M. (2011). Effect of severity of knee osteoarthritis on the variability of gait parameters. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21(5), 695–703. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2011.07.011>
- Kleiner, A., Galli, M., Gaglione, M., Hildebrand, D., Sale, P., Albertini, G., ... De Pandis, M. F. (2015). The Parkinsonian Gait Spatiotemporal Parameters Quantified by a Single Inertial Sensor before and after Automated Mechanical Peripheral Stimulation Treatment. *Parkinson's Disease*, 2015, 1–7. <https://doi.org/10.1155/2015/390512>
- Ko, S. U., Ling, S. M., Schreiber, C., Nesbitt, M., & Ferrucci, L. (2011). Gait patterns during different walking conditions in older adults with and without knee osteoarthritis-Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Gait and Posture*, 33(2), 205–210. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.11.006>
- Ko, S. U., Simonsick, E. M., Husson, L. M., & Ferrucci, L. (2011). Sex-specific gait patterns of older adults with knee osteoarthritis: Results from the Baltimore longitudinal study of aging. *Current Gerontology and Geriatrics Research*, 2011. <https://doi.org/10.1155/2011/175763>

- Ko, S. uk, Tolea, M. I., Hausdorff, J. M., & Ferrucci, L. (2011). Sex-specific differences in gait patterns of healthy older adults: Results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. *Journal of Biomechanics*, *44*(10), 1974–1979.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.05.005>
- Kohn, M., Sassoon, A., & Fernando, N. (2016). Classifications in Brief: Kellgren-Lawrence Classification of Osteoarthritis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, *474*(8), 1886–1893. <https://doi.org/10.1007/s11999-016-4732-4>
- Kulkarni, K., Karssiens, T., Kumar, V., & Pandit, H. (2016). Obesity and osteoarthritis. *Maturitas*, *89*, 22–28. <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2016.04.006>
- Kuo, A. D. (2007). The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: A dynamic walking perspective. *Human Movement Science*, *26*(4), 617–656.  
<https://doi.org/10.1016/j.humov.2007.04.003>
- Kuo, A. D., & Donelan, J. M. (2010). Dynamic Principles of Gait and Their Clinical Implications. *Physical Therapy*, *(2)*, 157–174. <https://doi.org/10.2522/ptj.20090125>
- Labraña, A. M., Durán, E., Martínez, M. A., Leiva, A. M., Garrido-Méndez, A., Díaz, X., ... Celis-Morales, C. (2017). Menor peso corporal, de índice de masa corporal y de perímetro de cintura se asocian a una disminución en factores de riesgo cardiovascular en población chilena. *Revista Medica de Chile*, *145*, 585–594.  
<https://doi.org/10.4067/S0034-98872017000500005>
- Lai, P., Leung, A., Li, A., & Zhang, M. (2008). Three-dimensional gait analysis of obese adults. *Clinical Biomechanics*, *23*, S2–S6.  
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.02.004>
- Lee, A., Bloch, R., Harvey, W., Driban, J., Price, L., Han, X., & Wang, C. (2018). Could Activity Modifications Indicate Physical Decline Among Adults With Symptomatic Knee Osteoarthritis? *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, *97*(2), 96–103. <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000000802>
- Lee, C. R., & Farley, C. T. (1998). Determinants of the Center of Mass Trajectory in Human Walking and Running. *The Journal of Experimental Biology*, *201*, 2935–2944. Retrieved from <http://jeb.biologists.org/content/jexbio/201/21/2935.full.pdf>
- Lee, R., & Kean, W. (2012). Obesity and knee osteoarthritis. *Inflammopharmacology*, 53–58.  
<https://doi.org/10.1007/s10787-011-0118-0>

- Leonardi, L., Aceto, M. G., Marcotulli, C., Arcuria, G., Serrao, M., Pierelli, F., ... Casali, C. (2017). A wearable proprioceptive stabilizer for rehabilitation of limb and gait ataxia in hereditary cerebellar ataxias: a pilot open-labeled study. *Neurological Sciences, 38*(3), 459–463. <https://doi.org/10.1007/s10072-016-2800-x>
- Leteneur, S., Simoneau, E., Gillet, C., Dessery, Y., & Barbier, F. (2013). Trunk's Natural Inclination Influences Stance Limb Kinetics, but Not Body Kinematics, during Gait Initiation in Able Men. *PLoS ONE, 8*(1). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0055256>
- Light, L. H., McLellan, G. E., & Klenerman, L. (1980). Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. *Journal of Biomechanics, 13*(6), 477–480. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90340-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90340-1)
- Ling, S. M., Fried, L. P., Garrett, E. S., Fan, M.-Y., Rantanen, T., & Bathon, J. M. (2003). Knee osteoarthritis compromises early mobility function: The Women's Health and Aging Study II. *The Journal of Rheumatology, 30*(1), 114–120. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12508399>
- López, S., Martínez, C., Romero, A., Navarro, F., & González, J. (2009). Propiedades métricas del cuestionario WOMAC y de una versión reducida para medir la sintomatología y la discapacidad física. *Atencion Primaria, 41*(11), 613–620. <https://doi.org/10.1016/j.aprim.2009.02.005>
- Lores, V., García-Río, F., Rojo, B., Alcolea, S., & Mediano, O. (2006). Registro de la actividad física cotidiana mediante un acelerómetro en pacientes con EPOC. Análisis de concordancia y reproducibilidad. *Archivos de Bronconeumología, 42*(12), 627–632. <https://doi.org/10.1157/13095971>
- Lovejoy, C. O. (2005). The natural history of human gait and posture: Part 2. Hip and thigh. *Gait and Posture, 21*(1), 113–124. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.06.010>
- Lovejoy, O. (2005). The natural history of human gait and posture Part 1. Spine and pelvis. *Gait and Posture, 21*(1), 95–112. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.01.001>
- Lovejoy, O. (2007). The natural history of human gait and posture. Part 3. The knee. *Gait and Posture, 25*(3), 325–341. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.001>
- Lugade, V., Fortune, E., Morrow, M., & Kaufman, K. (2014). Validity of using tri-axial accelerometers to measure human movement-Part I: Posture and movement detection. *Medical Engineering and Physics, 36*(2), 169–176.

<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2013.06.005>

- Macellari, V., Giacomozzi, C., & Saggini, R. (1999). Spatial-temporal parameters of gait: Reference data and a statistical method for normality assessment. *Gait and Posture*, *10*(2), 171–181. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(99\)00021-1](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(99)00021-1)
- Mandeville, P. (2005). El Coeficiente de Correlación intraclase (ICC). *Ciencia UANL*, *VIII*(003), 414–416. Retrieved from <http://www.redalyc.org/pdf/402/40280322.pdf>
- María, D., Burgos, E., & Manterola, C. (2010). *Cómo interpretar un artículo sobre pruebas diagnósticas\* Assessment of diagnostic test studies. Rev. Chilena de Cirugía* (Vol. 62). Retrieved from <https://scielo.conicyt.cl/pdf/rhcir/v62n3/art18.pdf>
- Martínez Ortega, R. (2009). El coeficiente de correlación de los rangos de Spearman caracterización. *Revista Habanera de Ciencias Médicas*, *7*(2), 1–19. <https://doi.org/10.1111/1755-0998.12079>
- Martínez, R., Martínez, C., & Calvo, R. (2016). Osteoartritis (artrosis) de rodilla, *56*(3). <https://doi.org/10.1016/J.RCHOT.2015.10.005>
- Mas, X. (2014). *Definición, etiopatogenia, clasificación y formas de presentación. Atención primaria* (Vol. 46). [https://doi.org/10.1016/S0212-6567\(14\)70037-X](https://doi.org/10.1016/S0212-6567(14)70037-X)
- Massaad, F., Lejeune, T. M., & Detrembleur, C. (2007). The up and down bobbing of human walking: A compromise between muscle work and efficiency. *Journal of Physiology*, *582*(2), 789–799. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2007.127969>
- McAlindon, T. E., Cooper, C., Kirwan, J. R., & Dieppe, P. A. (1993). Determinants of disability in osteoarthritis of the knee. *Annals of the Rheumatic Diseases*. <https://doi.org/10.1136/ard.52.4.258>
- Menz, H. B., Lord, S. R., & Fitzpatrick, R. C. (2003). Age-related differences in walking stability. *Age and Ageing*, *32*(2), 137–142. <https://doi.org/10.1093/ageing/32.2.137>
- Mezghani, N., Ouakrim, Y., Fuentes, a., Hagemeister, N., Aissaoui, R., Pelletier, M., & de Guise, J. (2012). Knee osteoarthritis severity assessment using knee kinematic data classification. *Osteoarthritis and Cartilage*, *20*(2012), S97. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2012.02.102>
- Miguelés, O. (2014). Rol de la Kinesiterapia en el Tratamiento de la artrosis de Rodilla. *Revista Médica Clínica Las Condes*, *25*(5), 839–842. [https://doi.org/10.1016/S0716-8640\(14\)70114-2](https://doi.org/10.1016/S0716-8640(14)70114-2)

- Mills, K., Hunt, M., & Ferber, R. (2013). Biomechanical deviations during level walking associated with knee osteoarthritis: A systematic review and meta-analysis. *Arthritis Care and Research*, 65(10), 1643–1665. <https://doi.org/10.1002/acr.22015>
- Ministerio de Salud Chile. (2009). Guía Clínica Tratamiento Médico en personas de 55 años y mas con Artrosis de Cadera y/o rodilla. *Ministerio de Salud Chile*, 1–33.
- Ministerio de Salud, G. de C. (2009). Encuesta Nacional de Salud: ENS 2009-2010, 1–45.
- Minsal. (2010). Orientaciones Metodológicas para el Desarrollo de la Estrategias de Rehabilitación en A.P.S 2010 - 2014.
- MINSAL. (2008). *Informe final estudio de carga de enfermedad y carga atribuible*. Departamento de Salud Pública, Escuela de Medicina, Pontificia Universidad Católica de Chile. Santiago. <https://doi.org/ISBN:9789241564229>
- MINSAL. (2010). 12.- Guía Clínica: Endoprótesis Total de Cadera en personas de 65 años y mas con Artrosis de Cadera con Limitación Funcional Severa. Serie Guías clínicas Minsal.
- Miranda, J., Quezada, P., Caballero, P., Jiménez, L., & Morales, A. (2013). Revisión Sistemática: Epidemiología de Dolor Crónico No Oncológico en Chile. *Revista El Dolor*, 59, 10–17. Retrieved from [https://www.ached.cl/upfiles/revistas/documentos/53dfbe675a347\\_original1\\_59.pdf](https://www.ached.cl/upfiles/revistas/documentos/53dfbe675a347_original1_59.pdf)
- Mizuike, C., Ohgi, S., & Morita, S. (2009). Analysis of stroke patient walking dynamics using a tri-axial accelerometer. *Gait and Posture*, 30(1), 60–64. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.02.017>
- Mobasher, A., & Batt, M. (2016). An update on the pathophysiology of osteoarthritis. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 59, 333–339. <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2016.07.004>
- Moncada, A., & Sofía Cuba, M. (2013). *Clinical decision making in Primary Care*. *Rev Med Hered* (Vol. 24). Retrieved from <http://www.scielo.org.pe/pdf/rmh/v24n4/v24n4r1.pdf>
- Montesinos-Correa, H. (2014). *Crecimiento y antropometría: aplicación clínica*. [www.actapediatricademexico.org](http://www.actapediatricademexico.org) *Acta Pediatr Mex* (Vol. 35). Retrieved from [www.actapediatricademexico.org](http://www.actapediatricademexico.org)
- Moore, K., Dalley, A., & Agur, A. (2010). *Anatomía con orientación clínica* (6° Edición).
- Motyl, J. M., Driban, J. B., McAdams, E., Price, L. L., & McAlindon, T. E. (2013). Test-retest

- reliability and sensitivity of the 20-meter walk test among patients with knee osteoarthritis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *14*(2013), S137.  
<https://doi.org/10.1186/1471-2474-14-166>
- Murray, M. P., Drought, A. B., & Kory, R. C. (1964). Walking patterns of normal men. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, *46*, 335–360. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14129683>
- Muthuri, S. G., McWilliams, D. F., Doherty, M., & Zhang, W. (2011). History of knee injuries and knee osteoarthritis: a meta-analysis of observational studies. *Osteoarthritis and Cartilage*, *19*, 1286–1293. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2011.07.015>
- Navarro, F., & Moreira, V. (2013). Estado actual del tratamiento de la artrosis. *Medicine (Spain)*, *11*(46), 2741–2746. [https://doi.org/10.1016/S0304-5412\(13\)70692-9](https://doi.org/10.1016/S0304-5412(13)70692-9)
- Neogi, T. (2013). The epidemiology and impact of pain in osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, *21*(9), 1145–1153. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2013.03.018>
- Neogi, T., Felson, D., Niu, J., Nevitt, M., Lewis, C. E., Aliabadi, P., ... Zhang, Y. (2008). 327 Radiographic Features of Osteoarthritis Are Strongly Associated With Knee Pain in Two Cohorts: Most and Framingham. *Osteoarthritis and Cartilage*, *16*, S144–S145.  
[https://doi.org/10.1016/S1063-4584\(08\)60371-4](https://doi.org/10.1016/S1063-4584(08)60371-4)
- Neogi, T., & Zhang, Y. (2013). Epidemiology of OA. *Rheum Dis Clin North Am*, *39*(1), 1–19.  
<https://doi.org/10.1016/j.rdc.2012.10.004>
- Nitsche, A., Hofman, J., & Martins, S. (2010). Guías Argentinas de Práctica Clínica para el Diagnóstico y Tratamiento de la Osteoartritis 2010.
- Organización mundial de la salud. (2018). Sobrepeso y obesidad. Retrieved from <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/obesity-and-overweight>
- Organizacion Mundial de la Salud. (2001). Clasificación internacional del funcionamiento, de la discapacidad y de la salud.
- Pacheco, D. (2008). Medición del dolor en enfermedades musculoesqueléticas. Retrieved from <http://www.medwave.cl/link.cgi/Medwave/Reuniones/3658?ver=sindisenio>
- Papou, A., Hussain, S., McWilliams, D., Zhang, W., & Doherty, M. (2017). Responsiveness of SF-36 Health Survey and Patient Generated Index in people with chronic knee pain commenced on oral analgesia: analysis of data from a randomised controlled clinical trial. *Quality of Life Research*, *26*(3), 761–766. <https://doi.org/10.1007/s11136-016-1484->

- Park, G., & Woo, Y. (2015). Comparison between a center of mass and a foot pressure sensor system for measuring gait parameters in healthy adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(10), 3199–3202. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.3199>
- Park, H., Kim, S., Lee, S., Park, N., Park, J., Choi, Y., & Jeon, H. (2013). A practical MRI grading system for osteoarthritis of the knee: Association with Kellgren-Lawrence radiographic scores. *European Journal of Radiology*, 82, 112–117. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2012.02.023>
- Pau, M., Caggiari, S., Mura, A., Corona, F., Leban, B., Coghe, G., ... Cocco, E. (2016). Clinical assessment of gait in individuals with multiple sclerosis using wearable inertial sensors: Comparison with patient-based measure. *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, 10(October), 187–191. <https://doi.org/10.1016/j.msard.2016.10.007>
- Pau, M., Mandaresu, S., Pilloni, G., Porta, M., Coghe, G., Marrosu, M. G., & Cocco, E. (2017). Smoothness of gait detects early alterations of walking in persons with multiple sclerosis without disability. *Gait and Posture*, 58(August), 307–309. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.08.023>
- Pereira, D., Peleteiro, B., Araújo, J., Branco, J., Santos, R., & Ramos, E. (2011). The effect of osteoarthritis definition on prevalence and incidence estimates: a systematic review. *Osteoarthritis and Cartilage*, 19(11), 1270–1285. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2011.08.009>
- Perman, G. (2017). Ensayos clínicos por conglomerados (clusters), 4. Retrieved from <http://www.fundacionmf.org.ar/files/214d4640a9277e70de2ad95d89fd6e5c.pdf>
- Pernambuco, A. P., Lana, R. de C., & Polese, J. C. (2018). Knowledge and use of the ICF in clinical practice by physiotherapists and occupational therapists of Minas Gerais. *Fisioterapia e Pesquisa*, 25(2), 134–142. <https://doi.org/10.1590/1809-2950/16765225022018>
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis Normal and Pathological Function. Gait Analysis Normal and Pathological Function*. California: Incorporated, Slack.
- Prince, D., & Mc Grath, P. (1983). The Validation of Visual Analogue Scales as Ratio Scale Measures for Chronic and Experimental Pain. *Pain*, 17, 45–56. [https://doi.org/10.1016/0304-3959\(83\)90126-4](https://doi.org/10.1016/0304-3959(83)90126-4)

- Ríos García, D., Calderó Solé, M., Pena Arnaiz, M., Sánchez Fernández, V., Real Gatiús, J., Llovet Font, R., & Pascual Sol, G. (2015). Relación entre la calidad de vida de los pacientes, mediante el cuestionario EuroQol-5D, y la clasificación de morbilidad Clinical Risk Groups. *Medicina General y de Familia*, 4(2), 47–52.  
<https://doi.org/10.1016/j.mgyf.2015.06.003>
- Roemer, F. W., Eckstein, F., Hayashi, D., & Guermazi, A. (2014). The role of imaging in osteoarthritis. *Best Practice and Research: Clinical Rheumatology*, 28(1), 31–60.  
<https://doi.org/10.1016/j.berh.2014.02.002>
- Roman-Blas, J. A., Castañeda, S., Largo, R., & Herrero-Beaumont, G. (2009). Osteoarthritis associated with estrogen deficiency. *Arthritis Research and Therapy*.  
<https://doi.org/10.1186/ar2791>
- Romero, D. M. (2007). Actividades de la vida diaria. *Anales de Psicología*, 23(2), 264–271.  
 Retrieved from [www.um.es/analesps](http://www.um.es/analesps)
- San Román, G., & Díaz Santos, C. (2006). *Guía de manejo de pacientes con artrosis de rodilla en atención primaria. Guía del manejo del paciente con artrosis de rodilla en Atención Primaria*.
- Sánchez, L. J., Arias Moya, M. Á., & Castro, V. A. (2015). Evidencias y recomendaciones actuales sobre el tratamiento de la artrosis. *FMC Formación Médica Continuada En Atención Primaria*, 22(8), 423–431. <https://doi.org/10.1016/j.fmc.2015.03.026>
- Sánchez Lacuesta, J., Prat Pastor, J. M., Viosca Herrero, E., Soler Gracia, C., Comin Clavijo, M., Lafuente, R., ... Vera Luna, P. (2005). *Biomecánica de la Marcha Humana Normal y Patológica*.
- Sancho Martínez, A., Dorao Martínez-Romillo, P., & Ruza Tarrío, F. (2008). Valoración del gasto energético en los niños. Implicaciones fisiológicas y clínicas. Métodos de medición. *Anales de Pediatría*, 68(2), 165–180. <https://doi.org/10.1157/13116234>
- Saunders, J., Inman, M., & Verne, T. (1953). The Major Determinants in Normal and Pathological Gait. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 35(Issue 3), 543–558.
- Secretaría de Salud de México. (2009). *Guía de Práctica Clínica Diagnóstico y Tratamiento de la Osteoartrosis de rodilla*. Retrieved from  
<http://www.cenetec.salud.gob.mx/interior/gpc.html>
- Serrano-Atero, M. S., Caballero, J., Cañas, A., Saura, P. L. G., Álvares, C. S., & Prieto, J.

- (2002). Valoración del dolor. *Rev Soc Esp Dolor*, 9(I), 94–108.
- Sharma, L., Lou, C., Felson, D. T., Dunlop, D. D., Kirwan-Mellis, G., Hayes, K. W., ... Buchanan, T. S. (1999). Laxity in healthy and osteoarthritic knees. *Arthritis and Rheumatism*. [https://doi.org/10.1002/1529-0131\(199905\)42:5<861::AID-ANR4>3.0.CO;2-N](https://doi.org/10.1002/1529-0131(199905)42:5<861::AID-ANR4>3.0.CO;2-N)
- Sharma, L., Song, J., Dunlop, D., Felson, D., Lewis, C. E., Segal, N., ... Nevitt, M. (2010). Varus and valgus alignment and incident and progressive knee osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*. <https://doi.org/10.1136/ard.2010.129742>
- Sheehy, L., Culham, E., McLean, L., Niu, J., Lynch, J., Segal, N. A., ... Cooke, T. D. V. (2015). Validity and sensitivity to change of three scales for the radiographic assessment of knee osteoarthritis using images from the Multicenter Osteoarthritis Study (MOST). *Osteoarthritis and Cartilage*, 23(9), 1491–1498. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2015.05.003>
- Spyropoulos, P., Pisciotta, J. C., Pavlou, K. N., Cairns, M. A., & Simon, S. R. (1991). Biomechanical gait analysis in obese men. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1007/s10787-012-0152-6>
- Srikanth, V. K., Fryer, J. L., Zhai, G., Winzenberg, T. M., Hosmer, D., & Jones, G. (2005). A meta-analysis of sex differences prevalence, incidence and severity of osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 13(9), 769–781. <https://doi.org/10.1016/j.joca.2005.04.014>
- Staab, W., Hottowitz, R., Sohns, C., Sohns, J. M., Gilbert, F., Menke, J., ... Lotz, J. (2014). Accelerometer and Gyroscope Based Gait Analysis Using Spectral Analysis of Patients with Osteoarthritis of the Knee. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(7), 997–1002. <https://doi.org/10.1589/jpts.26.997>
- Stenholm, S., Sainio, P., Rantanen, T., Alanen, E., & Koskinen, S. (2007). Effect of co-morbidity on the association of high body mass index with walking limitation among men and women aged 55 years and older. *Aging Clinical and Experimental Research*, 19(4), 277–283. <https://doi.org/10.1007/BF03324702>
- Stewart, A., Marfell-Jones, M., & Olds, T. (2011). *International standards for anthropometric assessment*. Lower Hutt, New Zealand: International Society for the Advancement of Kinanthropometry. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00187.2013>
- Superintendencia de Salud. (2007). Decreto supremo N°44. Aprueba Garantías Explícitas en

- Salud del régimen general de garantías en salud. *Diario Oficial*, 89.  
<https://doi.org/10.1073/pnas.0703993104>
- Sutherland, D. (1997). The development of mature gait. *Gait and Posture*, 6(2), 163–170.  
[https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00029-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00029-5)
- Sutherland, D. (2001). The evolution of clinical gait analysis part 1: Kinesiological EMG. *Gait and Posture*, 14(1), 61–70. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00100-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00100-X)
- Sutherland, D. (2005). The evolution of clinical gait analysis part III - Kinetics and energy assessment. *Gait and Posture*, 21(4), 447–461.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.07.008>
- Sutherland, D., Olshen, R., Cooper, L., & Woo, S. (1980). The development of mature gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 62, 336–353. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00029-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00029-5)
- Tanamas, S., Hanna, F. S., Cicuttini, F. M., Wluka, A. E., Berry, P., & Urquhart, D. M. (2009). Does knee malalignment increase the risk of development and progression of knee osteoarthritis? A systematic review. *Arthritis Care and Research*.  
<https://doi.org/10.1002/art.24336>
- Taş, S., Güneri, S., Baki, A., Yildirim, T., Kaymak, B., & Erden, Z. (2014). Effects of severity of osteoarthritis on the temporospatial gait parameters in patients with knee osteoarthritis. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 48(6), 635–641.  
<https://doi.org/10.3944/AOTT.2014.13.0071>
- The Royal Australian College of General Practitioners. (2009). *Guideline for the non-surgical management of hip and knee osteoarthritis*.
- Thorp, L. E., Sumner, D. R., Block, J. A., Moio, K. C., Shott, S., & Wimmer, M. A. (2006). Knee joint loading differs in individuals with mild compared with moderate medial knee osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism*, 54(12), 3842–3849.  
<https://doi.org/10.1002/art.22247>
- Titianova, E. B., Pitkänen, K., Pääkkönen, A., Sivenius, J., & Tarkka, I. M. (2003). Gait characteristics and functional ambulation profile in patients with chronic unilateral stroke. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(10), 778–786.  
<https://doi.org/10.1097/01.PHM.0000087490.74582.E0>
- Van Saase, J., Van Romunde, L., Cats, A., Van Den Broucke, J., & Valkenburg, H. (1989).

- Epidemiology of osteoarthritis: Zoetermeer survey. Comparison of radiological osteoarthritis in a Dutch population with that in 10 other populations. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 48(4), 271–280. <https://doi.org/10.1136/ard.48.4.271>
- VanSant, A. (2006). The international classification of functioning, disability and health. In *Pediatric Physical Therapy* (Vol. 18, p. 237). <https://doi.org/10.1097/01.pep.0000245823.21888.71>
- Vargas, F., Medina, M., Hermosa, J., & De Felipe-Medina, R. (2014). *Tratamiento del paciente con artrosis*. [https://doi.org/10.1016/S0212-6567\(14\)70043-5](https://doi.org/10.1016/S0212-6567(14)70043-5)
- Vaughan, C., Davis, B., & O'Connor, J. (1999). *The Three-Dimensional and Cyclic Nature of Gait. Dynamics of Human Gait*. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00080-X](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00080-X)
- Vega-dienstmaier, J. M. (2014). Clasificación mediante análisis de conglomerados : un método relevante para la psiquiatría. *Neuropsiquiatr*, 77(1), 31–39.
- Verlinden, V. J. A., Van der Geest, J. N., Hoogendam, Y. Y., Hofman, A., Breteler, M. M. B., & Ikram, M. A. (2013). Gait patterns in a community-dwelling population aged 50 years and older. *Gait and Posture*, 37(4), 500–505. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.09.005>
- Vidal, J., & Acasuso, M. (2010). Gonartrosis: Impacto económico en atención primaria. *Semergen*, 36(9), 536–539. <https://doi.org/10.1016/j.semerg.2010.03.007>
- Voloshin, A., Wosk, J., & Brull, M. (1981). Force wave transmission through the human locomotor system. *Journal of Biomechanical Engineering*, 103(1), 48–50. <https://doi.org/10.1115/1.3138245>
- Von Porat, A., Ross, E. ., & Ross, H. (2004). High prevalence of osteoarthritis 14 years after an anterior cruciate ligament tear in male soccer players: a study of radiographic and patient relevant outcomes. *Ann Rheum Dis*, 63, 269–273. <https://doi.org/10.1136/ard.2003.008136>
- White, D. K., Tudor-Locke, C., Zhang, Y., Fielding, R., Lavalley, M., Felson, D. T., ... Neogi, T. (2014). Daily walking and the risk of incident functional limitation in knee osteoarthritis: An observational study. *Arthritis Care and Research*, 66(9), 1328–1336. <https://doi.org/10.1002/acr.22362>
- Winter, D. A. (1983). Biomechanical motor patterns in normal walking. *Journal of Motor Behavior*, 15(4), 302–330. <https://doi.org/10.1080/00222895.1983.10735302>

- Winter, D. A., Quanbury, A. O., & Reimer, G. D. (1976). Analysis of instantaneous energy of normal gait. *Journal of Biomechanics*, 9(4), 253–257. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(76\)90011-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(76)90011-7)
- Yang, S., & Li, Q. (2012). Inertial sensor-based methods in walking speed estimation: A systematic review. *Sensors (Switzerland)*, 12(5), 6102–6116. <https://doi.org/10.3390/s120506102>
- Yarnitsky, D., Sprecher, E., Zaslansky, R., & Hemli, J. A. (1996). Multiple session experimental pain measurement. *Pain*, 67(2–3), 327–333. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8951926>
- Zijlstra, W., & Hof, A. L. (1997). Displacement of the pelvis during human walking: experimental data and model predictions. *Gait & Posture*, 6, 249–262. <https://doi.org/10.2307/3178617>
- Zijlstra, W., & Hof, A. L. (2003). Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait and Posture*, 18(2), 1–10. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00190-X](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00190-X)

## ANEXOS

### Anexo N°1. Presupuesto de investigación.

Montos expresados en miles de pesos				
Ítems presupuestarios	Descripción actividad	Horas	Valor hora	Total
<b>Gastos de operación</b>	Insumos de oficina			\$ 50,000
<b>Gastos personal (Investigador principal)</b>	Evaluación muestra	70	\$ 8,000	560000
	Tabulación y análisis de datos	100	\$ 8,000	800000
	Discusión y redacción escrito	120	\$ 8,000	960000
<b>Pasajes y viáticos</b>	Movilización			\$ 100,000
<b>Gastos en bienes de capital</b>	Dispositivo G-Sensor			\$ 1,150,000
<b>TOTAL</b>				\$ 3,620,000

## Anexo N°2. Acta de aprobación del comité de ética científica (CEC)



Servicio de Salud Metropolitano Oriente  
Comité de Ética Científico

### PROTOCOLO DE APROBACIÓN DE PROYECTOS CLÍNICOS

Con fecha 21 de Junio de 2016, el CEC del S.S.M. Oriente analizó y aprobó definitivamente el Proyecto de Tesis Doctorado de patrocinado por la Universidad Metropolitana de Ciencias de la Educación, titulado:

**“Evaluación de los Parámetros Espaciotemporales de la Marcha de Mujeres con Artrosis de Rodilla,”**

y que conducirá como Investigador Principal el **Kinesiólogo James Sepúlveda Salazar** en el **CESFAM Vitacura**, ubicado en Indiana 1195, Vitacura, Santiago, Chile.

Se analizó y aprobó los siguientes documentos del Protocolo:

- Resumen Ejecutivo de Proyecto de Investigación.
- Anteproyecto Tesis Doctoral.
- Formato de Inscripción Tesis Doctorado de fecha 16/06/2016.
- Cuestionario SF-36 Versión Chilena.
- Consentimiento Informado 2. Ficha de Registro Cuestionario SF-36 y Test de Marcha de 25 Metros.
- Consentimiento informado 1. Entrevista Antecedentes Personales, Estado Salud y Estilo de Vida.
- Entrevista para registro de datos personales, del estado de salud y estilo de vida en mujeres de 55 a 65 años con artrosis de rodilla.
- Aplicación de Cuestionario SF-36 y del test de Marcha de 25 metros en Mujeres de 55 a 65 años con artrosis de rodilla.

**SERVICIO DE SALUD METROPOLITANO SUR ORIENTE  
COMITE ETICO-CIENTIFICO**

**ACTA DE APROBACIÓN**

**Miembros del Comité de Evaluación Ético Científico que participaron en la sesión del  
11 de agosto del 2016**

Comité constituido en conformidad a la resolución exenta N°2886 del Servicio de Salud Metropolitano Sur Oriente de fecha de fecha 06 de julio 2009.

Acreditado por SEREMI de Salud 019892 de fecha 14 Abril 2014.

Dr. Patricio Michaud Ch, Presidente del Comité.

Dr. Rafel Tellez, CASR Secretario.

Dr. Robert Davis C. Hospital Sótero del Río

Sra. Andrea Mesina A. Fonoaudióloga, Hospital Sótero del Río

Dr. Gonzalo Menchaca O. Hospital Sótero del Río

Sra. Edith Mora San M. Asistente Social, Hospital Sótero del Río.

**Estudio:** Evaluación de los parámetros espaciotemporales de la marcha en mujeres con artrosis de rodilla.

**Investigador Responsable:** Klg. James Sepúlveda Salazar

**Co-Investigador:** Sr. Esteban Aedo Muñoz.

**Centro:** CESFAM, La Bandera

**Fecha Aprobación:** 11 de agosto del 2016.

Este informe se refiere a la revisión que el Comité hizo de los siguientes documentos:

- Protocolo de Investigación.
- Documento de Consentimiento Informado, Aplicación Cuestionario SF-36 y del test de marcha de 25 metros.
- Documento de Consentimiento Informado, Entrevista para registro de datos de personales.
- Cuestionario SF-36 V.2 TM
- Curriculum Vitae Investigador Principal y Co-Investigador
- Declaración que no recibirá financiamiento o incentivo económico parcial o total.
- Autorización, Directora de Salud de la Comuna de San Ramón, Sra., Juana Casillas P.

**Evaluación Ética.**

La artrosis de rodilla es una patología común y motivo frecuente de consulta en nuestro medio, la metodología actualmente usada no es enteramente satisfactoria para nuestra población, de ahí la necesidad de buscar nuevas metodologías, como la propuesta en este estudio para evaluar la capacidad funcional.

**SERVICIO DE SALUD METROPOLITANO SUR ORIENTE  
COMITE ETICO-CIENTIFICO**

Riesgos. No hay incluso los autores se comprometen un apoyo personal y oportuno ante cualquier evento que ocurra durante el test.

Beneficios. El disponer de una metodología segura y adecuada a muestra realidad.

El Consentimiento Informado es adecuado y asegura la confidencialidad para la privacidad de la información obtenida incluyendo las grabaciones.

El estudio no implica costos para los enfermos ni la institución.

**CONCLUSIÓN:** Teniendo presente, que: Este protocolo cumple con los requisitos éticos de una investigación; con la legislación nacional vigente, con relación a las Leyes: 19628, 20120 y 20584 y que no implica costos materiales adicionales, ni en recurso humano para la Institución; *Este Comité considera que no hay inconvenientes, para solicitar a la Dirección del, CESFAM, La Bandera, la autorización para la realizar esta Investigación.*

Le solicitamos:

- 1) **Hacernos llegar una copia de la aprobación de la autoridad administrativa antes de iniciar el estudio**
- 2) Conservar toda la documentación en su poder por lo menos hasta tres años cerrado el estudio.
- 3) Usar los consentimientos informados validados por este Comité
- 4) **Informar cada 6 meses o lo menos una vez al año de su marcha,** como También de cualquier publicación o presentación a congresos que dé él se generen.
- 5) La validez de esta aprobación es por un año al cabo del cual con el informe Correspondiente debe solicitarse su renovación



**Dr. Patricio Michaud Ch.**  
**Presidente**  
**Comité Ético Científico**  
**Servicio de Salud Metropolitano Sur Oriente**



Cc Dirección, CESFAM, La Bandera



Comité de Ética Científica de la Investigación  
Dra. SDF/Chqs.

**CARTA N°** 038 /

**MAT:** Remite respuesta del Comité de Ética del Servicio de Salud Metropolitano Occidente

**SANTIAGO, 18 de Agosto de 2016**

**Sr. James Sepúlveda**  
**Dpto. Educ. Física Deportes y Recreación**  
**Facultad de Artes y Educ. Física**  
**Universidad Metropolitana de Ciencias de la Educación**

Junto con saludar, por medio de la presente el Comité integrado por:

Dr. Luis Araya C	Presidente
Dra. Mirza Retamal	Vicepresidenta
Dra. Soledad Davanzo	Secretaria
Dra. Marisol Concha	Miembro
Q.F Hermann Würth	Miembro
B.Q Jorge Mena	Miembro

Acusa recibo de la solicitud de evaluación del estudio que se describe a continuación:

**EVALUACIÓN DE LOS PARÁMETROS ESPACIOTEMPORALES DE LA MARCHA EN MUJERES CON  
ARTROSIS DE RODILLA**

Conforme a la revisión realizada en sesión N°15 de fecha 18 de agosto del presente, el Comité ha decidido:



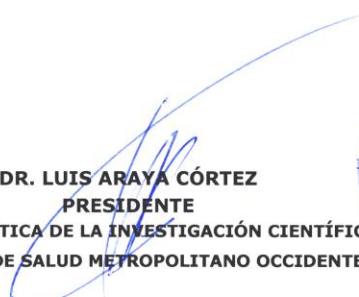
Comité de Ética Científica de la Investigación  
Dra. SDF/Chqs.

### APROBAR EL ESTUDIO PROPUESTO

En la eventualidad de querer incorporar nuevas modificaciones, como por ejemplo, diseño o rediseño de instrumentos de recolección de datos, cambios en la muestra, personal responsable, procedimientos especificados en el protocolo aprobado, u otros, el investigador deberá notificarlo al Comité para ser sometido a una nueva evaluación, antes de que el investigador ejecute esos cambios.

Se hace presente al investigador, que el proyecto estará sujeto a un seguimiento que será exigible al investigador principal, tal como lo disponen los artículos 31 y siguientes del Reglamento interno de este Comité, que incluye reportes anuales de la investigación.

Quedando a su entera disposición, se despiden cordialmente

  
**DR. LUIS ARAYA CÓRTEZ**  
**PRESIDENTE**  
COMITÉ DE ÉTICA DE LA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA  
SERVICIO DE SALUD METROPOLITANO OCCIDENTE

  
  
**DRA. SOLEDAD DAVANZO FRIEDENTHAL**  
**SECRETARIA**  
COMITÉ DE ÉTICA DE LA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA  
SERVICIO DE SALUD METROPOLITANO OCCIDENTE

**DISTRIBUCIÓN:**

- Destinatario
- Archivo CECocc.
- Dirección SSMOCC
- Autoridad Sanitaria

**SERVICIO DE SALUD METROPOLITANO SUR - ORIENTE  
COMITÉ ETICO-CIENTIFICO**

**ACTA DE APROBACION EXPEDITA**

Santiago, Chile 16 de enero del 2017

El Kgo. James Sepúlveda, investigador principal para el Centro CESFAM, La Bandera nos ha hecho llegar solicitud de inclusión de nuevo centro de Atención primaria Jose Alvo y Los Castaños de la Comuna de la Florida Ref.: "Evaluación de los parámetros espaciotemporales de la marcha en mujeres con artrosis de rodilla. "

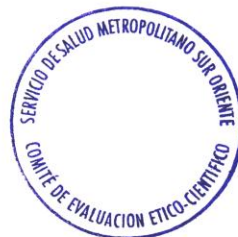
Ha hecho llegar a este Comité los siguientes documentos:

- Autorización del Director del Departamento de Salud de la Comuna de la Florida, Sr. Alfredo Bravo B.

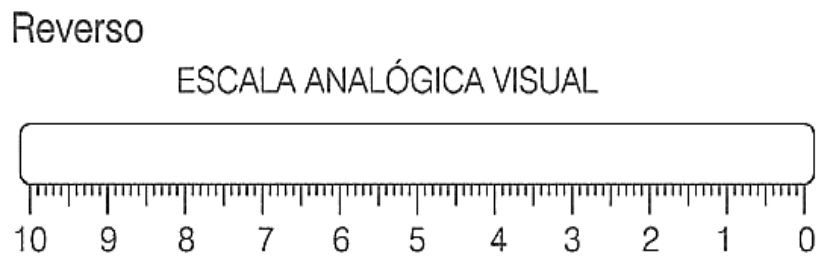
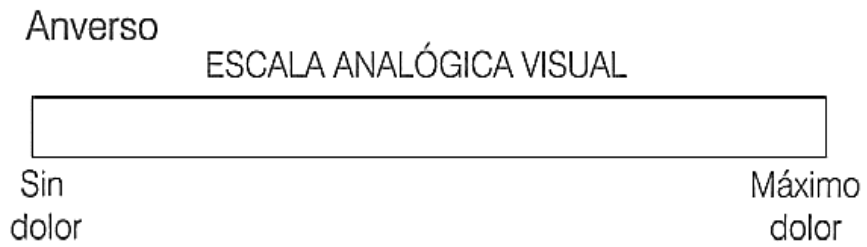
Revisada la documentación enviada y teniendo en consideración que los cambios no alteran la validez del estudio y no significan riesgos, sino que incorporan mayor seguridad para los pacientes y además cambios administrativos se le otorga **APROBACIÓN EXPEDITA**.



Dr. **Patricio Michaud Ch.**  
Presidente  
Comité Ético Científico  
Servicio de Salud Metropolitano Sur Oriente  
Cc Archivo

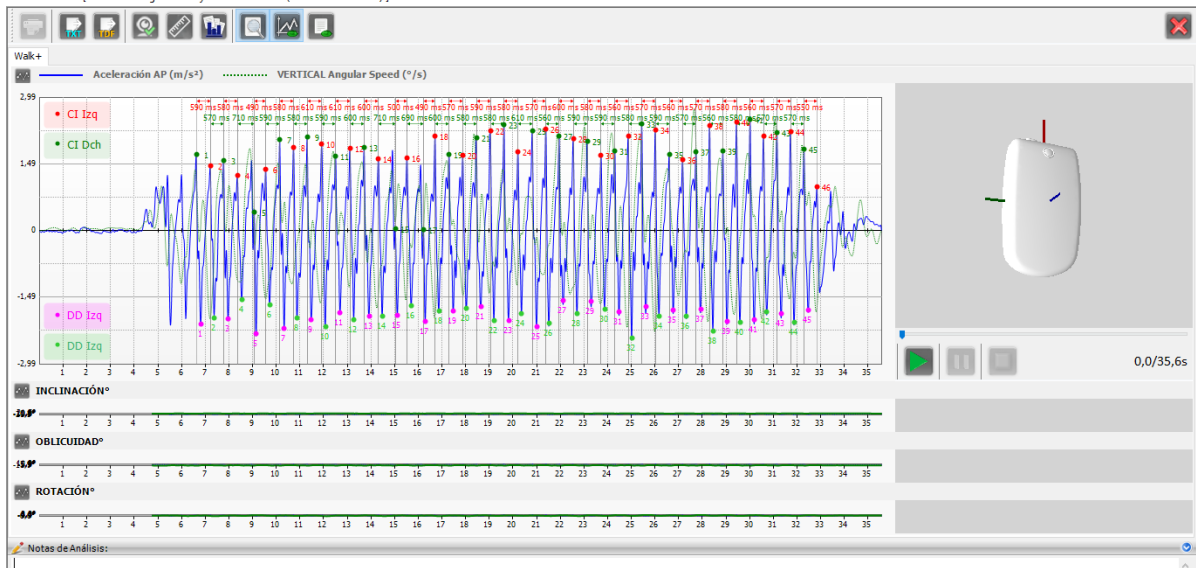


### Anexo N°3. Escala visual analógica (EVA)



Fuente: Escalas de Evaluación del Dolor. (Eizaga, 2017)

## Anexo N°4. Registro de señales de sistema inercial



## Anexo N°5. Reporte de parámetros espaciotemporales de la marcha.

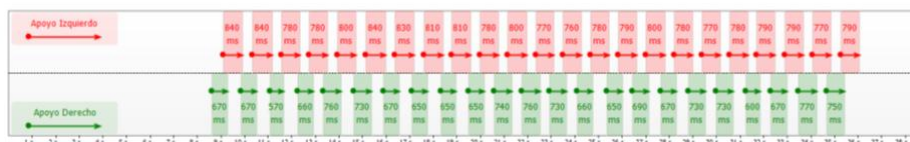
PACIENTE:

FECHA NACIMIENTO: 24-09-1953 PESO: 61,6 Kg ALTURA: 145,80 cm SEXO: M

### Marcha

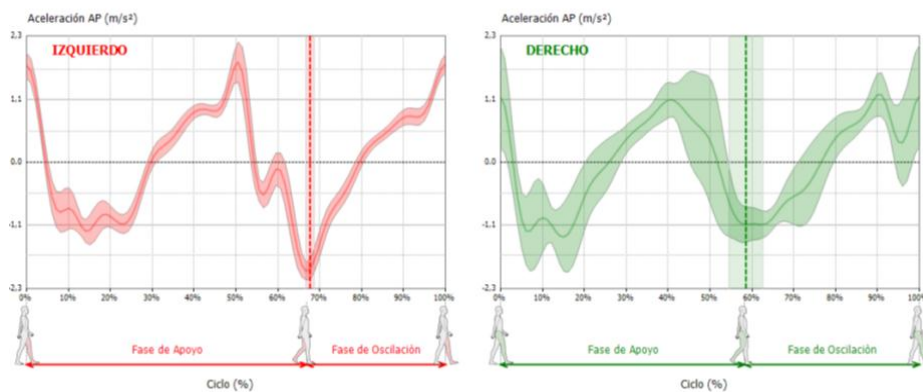
Parámetros espacio-temporales	Valor	Valor Normal	Unidades	
	(Promedio ± SD)	(Promedio ± SD)		
Duración de Análisis	38,7		s	
Cadencia del Paso	102,93 ± 14,59	117,10 ± 8,50	pasos/min	
Velocidad	0,88 ± 0,01	1,28 ± 0,13	m/s	
Parámetros espacio-temporales	Valor Izquierdo	Valor Derecho	Valor Normal	Unidades
	(Promedio ± SD)	(Promedio ± SD)	(Promedio ± SD)	
Duración Ciclo de Marcha	1,19 ± 0,03	1,18 ± 0,06	1,11 ± 0,10	s
Longitud Zancada	1,05 ± 0,02	1,04 ± 0,07	1,31 ± 0,08	m
%Longitud Zancada/Altura	71,84 ± 1,61	71,52 ± 4,89	84,70 ± 6,10	% Altura
Longitud de Paso	45,11 ± 4,56	54,89 ± 6,10	50,00 ± 0,70	%Longitud Zancada
Duración Fase de Apoyo	66,82 ± 0,84	58,21 ± 4,25	60,50 ± 1,60	%Ciclo Marcha
Duración Fase de Oscilación	33,18 ± 0,84	41,79 ± 4,25	39,55 ± 1,65	%Ciclo Marcha
Duración Apoyo Doble	13,08 ± 3,15	11,71 ± 4,10	10,40 ± 1,30	%Ciclo Marcha
Duración Soporte Individual	41,86 ± 5,24	33,31 ± 1,71	39,55 ± 1,65	%Ciclo Marcha
Pasos elaborados	23	23		

### Fases de Apoyo



### Ciclo de Marcha

Índice de Simetría: 89,1



## Anexo N°6. Escala de Kellgren y Lawrence.

<b>Clasificación Radiológica de la Artrosis (Escala de Kellgren &amp; Lawrence).</b>	
<b>Grado</b>	<b>Descripción.</b>
Grado 0= Normal	<ul style="list-style-type: none"><li>• Sin hallazgos</li></ul>
Grado 1= Dudoso	<ul style="list-style-type: none"><li>• Dudoso estrechamiento del espacio articular.</li><li>• Osteofitosis.</li></ul>
Grado 2= Leve	<ul style="list-style-type: none"><li>• Posible estrechamiento del espacio articular.</li><li>• Osteofitosis.</li></ul>
Grado 3= Moderado	<ul style="list-style-type: none"><li>• Estrechamiento del espacio articular.</li><li>• Osteofitosis moderada múltiple.</li><li>• Leve esclerosis.</li><li>• Posible deformidad de los extremos de los huesos.</li></ul>
Grado 4= Grave	<ul style="list-style-type: none"><li>• Marcado estrechamiento del espacio articular.</li><li>• Abundante osteofitosis.</li><li>• Esclerosis grave.</li><li>• Deformidad de los extremos de los huesos.</li></ul>

## Anexo N°7. Certificado de calidad.

### Declaración de conformidad.

Nosotros, el fabricante, declaramos bajo nuestra responsabilidad exclusiva que los productos citados posteriormente cumplen las disposiciones pertinentes de las siguientes directivas.

<b>Categoría</b>	Pesa personas electrónica no automática de columna		
<b>Productos</b>	703	763	769
Opcional con transmisión inalámbrica	x		-
Clasificación productos sanitarios	Clase I con función de medición		
Procedimiento de evaluación de la conformidad para productos sanitarios	según el Anexo VI de la Directiva 93/42/CEE sobre productos sanitarios		

#### Directivas:

<b>93/42/CEE</b>	Directiva relativa a los productos sanitarios
<b>2011/65/UE</b>	Directiva del consejo sobre restricciones a la utilización de determinadas sustancias peligrosas en aparatos eléctricos y electrónicos

#### Para los productos con transmisión inalámbrica, se aplicará de forma adicional:

#### Directiva:

<b>1999/5/CE</b>	Directiva sobre equipos radioeléctricos y equipos terminales de telecomunicación y reconocimiento mutuo de su conformidad
------------------	---

**Fabricante:** seca gmbh & co. kg Hammer  
Steindamm 3-25  
22089 Hamburgo, Alemania  
Made in China  
Designed in Germany

**Organismo notificado:** 93/42/CEE:  
TÜV SÜD Product Service GmbH  
Ridlerstrasse 65  
80339 Múnich, Alemania



0123

Esta declaración de conformidad es válida a partir de la fecha de la firma hasta la emisión de una declaración de conformidad revisada con motivo de la modificación de los productos mencionados anteriormente.

Hamburgo, 15 / 03 / 2018



**Frederik Vogel**  
CEO Development & Manufacturing

## **Declaración de conformidad.**

### **Normas armonizadas aplicadas, normas nacionales y otros documentos normativos:**

EN 60601-1 Equipos electromédicos - Requisitos generales para la seguridad básica y funcionamiento esencial

EN 60601-1-2 Equipos electromédicos - Compatibilidad electromagnética

### **Para los productos con transmisión inalámbrica, se aplicará de forma adicional:**

### **Normas armonizadas aplicadas, normas nacionales y otros documentos normativos:**

EN 300 328 Cuestiones de Compatibilidad Electromagnética y Espectro Radiofrecuencia (ERM) - 2,4GHz

EN 301 489-1 Cuestiones de Compatibilidad Electromagnética y Espectro Radiofrecuencia (ERM) - Requisitos técnicos comunes.

## Anexo N°8. Ficha técnica de G-sensor.

<b>Battery charging time:</b>	2h
<b>Communication interface:</b>	Bluetooth
<b>Dimensions:</b>	70x40x18mm
<b>Weight:</b>	37gr
<b>Triaxial accelerometer with multiple sensitivity</b>	Dynamic Range: $\pm 2, \pm 4, \pm 8, \pm 16g$
<b>Bandwidth</b>	from 4 to 1000HZ
<b>Triaxial gyroscope 16bit/axes with multiple sensitivity</b>	Dynamic Range: $\pm 250, \pm 500, \pm 1000, \pm 2000 \text{ }^\circ/\text{sec}$
<b>Bandwidth:</b>	from 4 to 8000Hz
<b>Triaxial magnetometer 13bit:</b>	Dynamic Range: $\pm 1200\mu T$
<b>Bandwidth</b>	up to 100Hz
<b>Position accuracy:</b>	2.5m up to 5Hz or 3m up to 10 Hz Bandwidth: up to 10Hz
<b>GPS receiver</b>	Up to 1000Hz
<b>Acquisition frequency</b>	Working:Real-time/batch
<b>Bluetooth module Bluetooth end product: CE, FCC and IC</b>	Bluetooth: 3.0 class 1.5 Range: up to 60m
<b>Battery</b>	Rechargeable via USB 8h of autonomy

## Anexo N°9. Cronograma de actividades.

Actividad	Año 2017											
	Ene	Feb	Mar	Abr	May	Jun	Jul	Ago	Sep	Oct	Nov	Dic
Aprobación por comité de ética.	x											
Reclutamiento y selección de la muestra.	x			x	x	x	x	x	x	x	x	
Tabulación de los resultados.						x	x	x	x	x	x	

Actividad	Año 2018											
	Ene	Feb	Mar	Abr	May	Jun	Jul	Ago	Sep	Oct	Nov	Dic
Reclutamiento y selección de la muestra.	x		x									
Tabulación de los resultados.	x	x	x	x	x							
Aplicación del plan de análisis estadístico.						x	x	x	x			
Discusión de los resultados obtenidos.								x	x	x	x	
Conclusiones												x
Redacción de escrito final								x	x	x	x	x
Presentación del trabajo final.												

## Anexo N°10. Consentimiento informado



UNIVERSIDAD METROPOLITANA  
DE CIENCIAS DE LA EDUCACIÓN

VICERRECTORÍA ACADÉMICA  
DIRECCIÓN DE INVESTIGACIÓN

### Consentimiento Informado.

Entrevista para registro de datos personales, del estado de salud y estilo de vida

En mujeres de 55 a 65 años con artrosis de rodilla.

Usted ha sido invitada a participar en el estudio “Evaluación de los parámetros espaciotemporales de la marcha en mujeres con artrosis de rodilla” A cargo del tesista James Sepulveda Salazar, Kinesiólogo, estudiante del Programa Doctorado en Ciencias de la Motricidad Humana, de la Universidad Metropolitana de Ciencias de la Educación y del profesor guía Dr. Esteban Aedo Muñoz, académico del Programa de Doctorado.

El objetivo principal de este trabajo es “Generar perfiles de la marcha de mujeres de 55 a 65 años, con distintos grados de artrosis de rodilla, basados en el comportamiento de sus parámetros espaciotemporales”.

Si acepta participar en este estudio se le solicitara responder una breve encuesta de su estilo de vida y de enfermedades.

En esta entrevista se le realizará preguntas simples concernientes a su edad, cantidad de familiares que viven con usted, composición de su grupo familiar, nivel de educación, ocupación, cantidad de ingresos económicos mensuales del grupo familiar y el nombre del centro de salud en el que usted se atiende habitualmente.

Además, se le consultará si padece de algunas enfermedades como hipertensión arterial, diabetes, dislipidemia, depresión, artritis reumatoide, dolor lumbar, traumatismos de las extremidades inferiores, caídas, artrosis de cadera, artrosis de columna, trastornos

neurrológicos o venosos de las piernas. Además del uso de bastones o andadores y el consumo de algunos fármacos que afectan el equilibrio.

Finalmente, se le preguntará si realiza actividad física, que en caso de realizarla deberá indicar el tipo de actividad, su frecuencia y duración. Toda esta entrevista se realizará antes de aplicar la evaluación principal que corresponde al Test de Marcha de 25 metros.

Esta actividad se efectuará de manera personal y el tiempo estipulado para ella es de 10 minutos aproximadamente.

Su participación es totalmente voluntaria y podrá abandonar la investigación sin necesidad de dar ningún tipo de explicación o excusas y sin que ello signifique algún perjuicio o consecuencia para usted. Además, tendrá el derecho a no responder preguntas si así lo estima conveniente.

La totalidad de la información obtenida en esta entrevista será de carácter confidencial, por lo tanto, no quedará registrado en ninguna parte de esta ficha, su nombre, RUT, teléfono o dirección de su vivienda. Los datos recogidos serán analizados en el marco de la presente investigación, su presentación y difusión científica será efectuada de manera que usted no pueda ser individualizada.

Su participación en este estudio no le reportará beneficios personales, no obstante, los resultados de este trabajo constituirán un aporte a la evidencia y al conocimiento en torno a comprender “El comportamiento de los parámetros espaciotemporales de la marcha en mujeres con distintos grados de artrosis de rodilla”.

Si tiene consultas respecto de esta investigación, puede contactarse con el profesor guía Dr. Esteban Aedo Muñoz al teléfono 989423230 o a su correo electrónico [estebanaedo@gmail.com](mailto:estebanaedo@gmail.com) o al investigador responsable, Kinesiólogo James Sepulveda Salazar, al teléfono 52095956 o a su correo electrónico [jamsesal@gmail.com](mailto:jamsesal@gmail.com)

Para cualquier duda que se presente o si se vulnera sus derechos, puede contactarse con el Comité de Ética del Servicio de Salud Metropolitano \_\_\_\_\_ al teléfono \_\_\_\_\_ o al correo electrónico \_\_\_\_\_.

Por medio del presente documento declaro haber sido informada de lo antes indicado, además de estar en conocimiento del objetivo del estudio denominado “Evaluación de los parámetros espacio temporales de la marcha en mujeres con artrosis de rodilla”.

Por medio de la presente manifiesto mi interés de participar en este estudio y declaro que he recibido un duplicado firmado de este documento que reitera este hecho.

Acepto participar en el presente estudio

Nombre:

\_\_\_\_\_

Firma:

\_\_\_\_\_

Fecha: \_\_\_\_\_



**Anexo N°12. Aplicación de sensor inercial.**



## Anexo N°13. Registro de datos personales.

Modificar datos de paciente... ? X

Fecha de entrada en base de datos: dic 9 2017 Fecha actualización a: dic 21 2017

**Datos personales**

Código personal:

\*Apellido:

\*Nombre:

\*Fec. Nac.:  dd-MM-yyyy

\*Peso:  Kg

\*Altura:  cm

\*Genero:

Nº zapato:  Europe

Patología:

Notas:

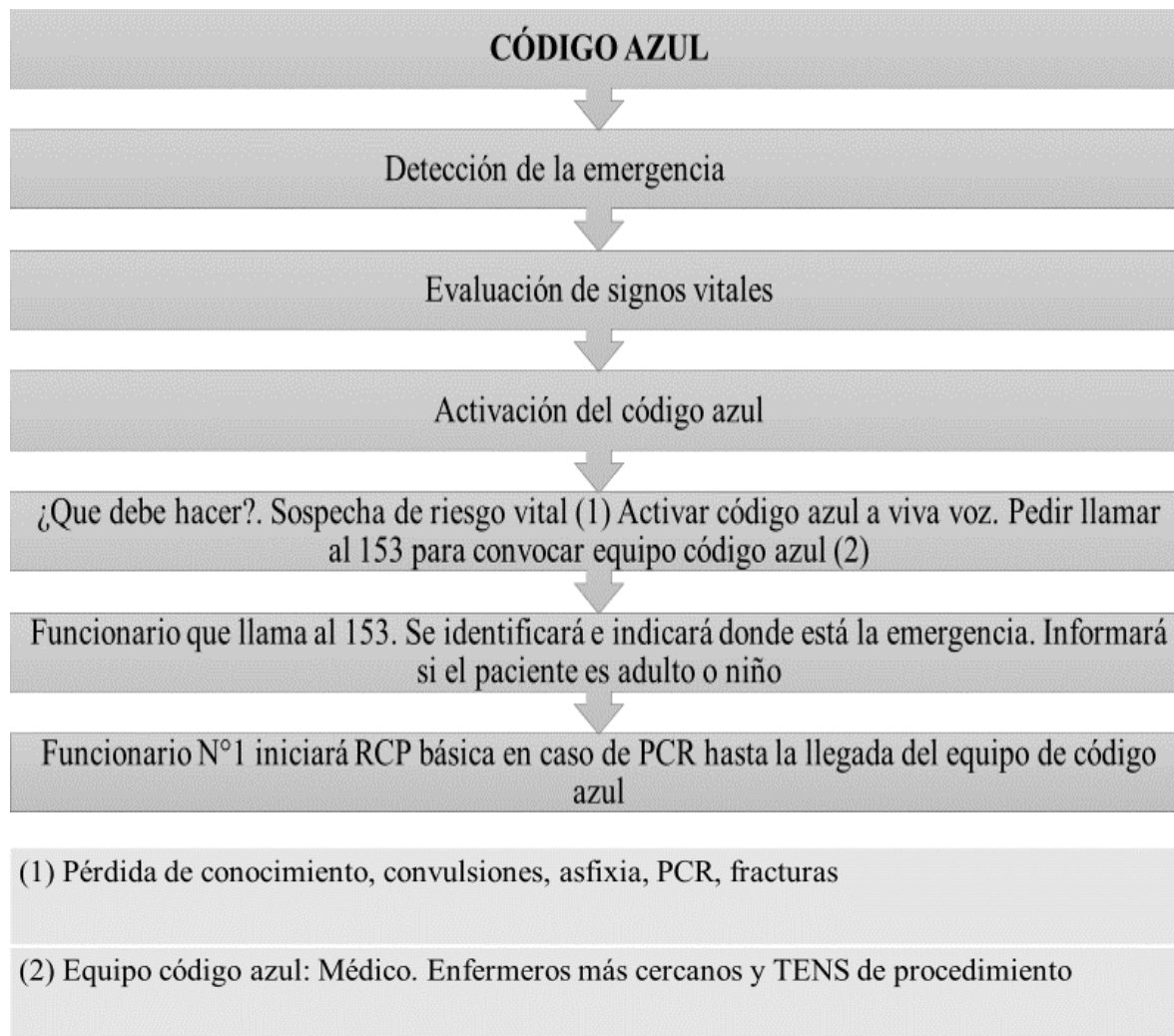
Altura 145,8 cm

P.drch 73,70 cm

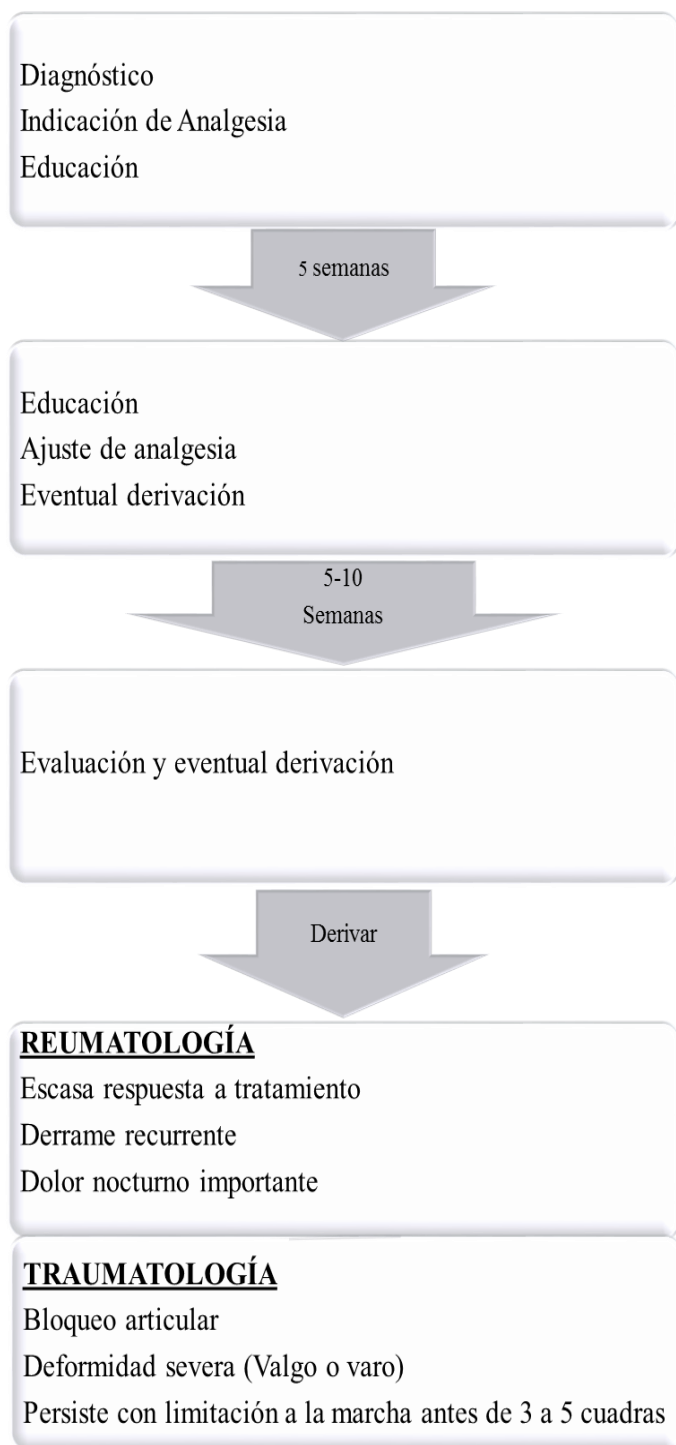
P.izq 73 cm

Guardar Cancelar

## Anexo N°14. Código azul. (Flujograma de atención de emergencias)



## Anexo N°15. Flujograma artrosis de rodilla.



### CRITERIOS DIAGNOSTICOS OA RO- DILLA

Dolor articular y 5 de los siguientes:

- 50 años edad
- Rigidez matinal < de 30 min.
- Crujido en movimiento activo
- Sensibilidad ósea
- Volumen óseo
- Sin aumento de temperatura articular
- VHS < 40 mm/hrs
- F Reumatoideo (-)
- Ex. De líquido sinovial de OA.

Basado en Orientaciones Metodológicas para el Desarrollo de la Estrategias de Rehabilitación en A.P.S 2010 – 2014. P.28 (Minsal., 2010)

### Anexo N°16. Matriz de datos.

N°	Centro	Nivel educacional	Ingreso familiar mensual	Cantidad de familiares	Edad (años)	Peso (Kg)	Talla (m)	IMC	Intensidad de dolor (EVA)	Calificador CIF	Escala K&L
1	Bicentenario	3.00	1.00	2.00	63	85.10	1.54	35.88	4.00	3.00	0
3	Bicentenario	1.00	4.00	5.00	62	106.50	1.52	46.10	10.00	4.00	3
4	Bicentenario	2.00	3.00	1.00	64	61.60	1.46	28.98	8.00	3.00	0
5	Bicentenario	2.00	3.00	3.00	59	70.40	1.51	30.88	6.00	3.00	3
6	Vitacura	1.00	4.00	1.00	65	53.60	1.43	26.21	6.00	3.00	3
7	José Alvo	3.00	5.00	6.00	64	95.70	1.41	48.14	7.00	4.00	4
8	José Alvo	3.00	4.00	2.00	55	93.00	1.65	34.16	4.00	3.00	0
9	Bicentenario	1.00	6.00	7.00	60	65.00	1.50	28.89	4.00	3.00	2
10	Vitacura	4.00	6.00	2.00	60	63.30	1.53	27.04	5.00	3.00	4
11	José Alvo	4.00	3.00	0.00	64	83.60	1.57	34.13	5.00	3.00	0
12	Bicentenario	4.00	4.00	2.00	65	52.60	1.49	23.85	8.00	1.00	2
13	Vitacura	4.00	8.00	5.00	62	55.00	1.47	25.45	5.00	2.00	2
14	José Alvo	1.00	5.00	7.00	55	64.20	1.39	33.47	5.00	2.00	2
15	José Alvo	1.00	3.00	2.00	63	73.40	1.54	30.95	6.00	3.00	3
16	Bicentenario	6.00	2.00	2.00	59	47.00	1.54	19.82	7.00	1.00	1
17	José Alvo	4.00	6.00	4.00	65	65.70	1.51	29.01	0.00	2.00	1
18	José Alvo	4.00	4.00	0.00	60	82.20	1.53	35.11	10.00	4.00	4
19	José Alvo	3.00	2.00	4.00	63	95.00	1.56	39.04	8.00	1.00	3
20	José Alvo	8.00	2.00	1.00	65	68.30	1.52	29.56	6.00	3.00	2

21	La Bandera	4.00	4.00	3.00	56	87.30	1.69	30.57	0.00	3.00	2
22	La Bandera	1.00	3.00	1.00	58	75.00	1.54	31.62	7.00	3.00	2
23	Vitacura	1.00	4.00	3.00	64	70.20	1.50	31.20	7.00	3.00	1
24	Vitacura	2.00	5.00	6.00	57	72.00	1.55	29.97	0.00	1.00	1
25	La Bandera	1.00	1.00	2.00	64	91.10	1.57	36.96	6.00	4.00	4
26	Bicentenario	3.00	3.00	5.00	63	67.00	1.57	27.18	4.00	1.00	4
27	Vitacura	1.00	6.00	1.00	61	69.80	1.52	30.41	6.00	1.00	2
28	José Alvo	4.00	6.00	4.00	60	96.60	1.60	37.97	7.00	3.00	1
29	José Alvo	1.00	3.00	5.00	65	91.70	1.62	35.16	4.00	2.00	3
30	Vitacura	4.00	6.00	2.00	59	60.10	1.51	26.36	4.00	2.00	1
31	La Bandera	4.00	3.00	2.00	59	76.50	1.65	28.10	6.00	2.00	1
32	Vitacura	1.00	6.00	2.00	58	99.10	1.48	45.55	1.00	1.00	3
33	Vitacura	1.00	4.00	4.00	63	55.70	1.44	26.86	3.00	2.00	4
34	José Alvo	1.00	4.00	2.00	59	67.50	1.39	35.19	5.00	2.00	3
35	Vitacura	1.00	6.00	6.00	60	77.10	1.56	31.89	0.00	3.00	2
36	Bicentenario	3.00	2.00	1.00	64	89.10	1.51	39.08	5.00	3.00	3
37	José Alvo	1.00	3.00	2.00	65	97.90	1.46	45.93	5.00	2.00	4
38	Vitacura	1.00	4.00	3.00	62	50.40	1.50	22.37	4.00	1.00	0
39	La Bandera	4.00	6.00	4.00	57	76.00	1.57	30.83	6.00	3.00	1
40	Vitacura	6.00	7.00	3.00	60	85.60	1.51	37.79	0.00	2.00	3

41	Vitacura	1.00	5.00	1.00	57	74.40	1.50	33.29	5.00	1.00	3
42	José Alvo	3.00	4.00	4.00	62	66.50	1.43	32.75	6.00	2.00	0
43	La Bandera	3.00	3.00	1.00	63	69.10	1.46	32.64	5.00	4.00	1
44	José Alvo	4.00	6.00	2.00	61	80.90	1.57	32.82	8.00	3.00	2
45	Vitacura	7.00	5.00	1.00	61	92.60	1.55	38.35	0.00	2.00	4
46	La Bandera	1.00	5.00	6.00	65	80.30	1.53	34.53	8.00	2.00	3
47	La Bandera	4.00	4.00	0.00	62	58.00	1.61	22.38	0.00	3.00	3
48	Vitacura	3.00	4.00	0.00	60	63.90	1.56	26.26	4.00	2.00	1
49	La Bandera	1.00	3.00	1.00	63	77.20	1.54	32.55	7.00	3.00	0
50	La Bandera	3.00	2.00	1.00	56	78.80	1.63	29.55	7.00	2.00	3
51	José Alvo	4.00	5.00	4.00	60	58.90	1.55	24.52	6.00	2.00	0
52	José Alvo	4.00	6.00	2.00	56	75.30	1.51	33.24	8.00	3.00	0
53	Vitacura	2.00	6.00	1.00	61	72.80	1.52	31.51	5.00	3.00	0
54	José Alvo	4.00	4.00	4.00	61	64.90	1.58	26.00	7.00	2.00	1
55	José Alvo	3.00	2.00	3.00	63	62.60	1.51	27.45	6.00	3.00	1
56	La Bandera	1.00	6.00	6.00	65	79.60	1.56	32.92	9.00	3.00	4
57	Bicentenario	3.00	5.00	5.00	55	47.00	1.50	20.89	8.00	2.00	4
58	Vitacura	4.00	4.00	0.00	64	79.10	1.47	36.81	6.00	3.00	2
59	José Alvo	6.00	3.00	5.00	59	72.70	1.58	29.31	2.00	2.00	1
60	La Bandera	3.00	3.00	3.00	62	70.70	1.63	26.61	7.00	3.00	0

61	Vitacura	6.00	2.00	5.00	65	67.40	1.51	29.76	8.00	3.00	1
62	Bicentenario	3.00	5.00	6.00	58	62.70	1.59	24.80	6.00	2.00	1
63	José Alvo	3.00	4.00	3.00	59	59.60	1.53	25.39	6.00	3.00	3
64	Vitacura	4.00	5.00	1.00	65	68.00	1.59	27.07	3.00	1.00	1
65	José Alvo	2.00	3.00	4.00	58	78.20	1.56	32.13	8.00	1.00	1
66	José Alvo	4.00	4.00	1.00	63	54.10	1.59	21.40	4.00	0	1
67	La Bandera	4.00	7.00	5.00	55	80.00	1.54	33.73	6.00	2.00	2
68	Vitacura	6.00	8.00	3.00	65	45.80	1.41	23.04	1.00	1.00	4
69	La Bandera	4.00	3.00	1.00	55	92.10	1.65	34.04	9.00	4.00	4
70	José Alvo	1.00	5.00	3.00	59	67.70	1.48	30.91	6.00	2.00	3
71	Vitacura	4.00	8.00	8.00	58	73.50	1.48	33.56	7.00	2.00	1
72	La Bandera	4.00	3.00	2.00	62	84.80	1.60	33.33	4.00	2.00	3
73	José Alvo	1.00	3.00	1.00	65	85.00	1.37	45.29	8.00	3.00	3
74	José Alvo	4.00	4.00	2.00	62	66.60	1.46	31.16	6.00	2.00	4
75	Bicentenario	1.00	5.00	2.00	59	87.50	1.57	35.73	7.00	3.00	1
76	Bicentenario	2.00	4.00	4.00	56	58.00	1.51	25.44	8.00	2.00	0
77	Vitacura	2.00	4.00	2.00	61	65.00	1.47	30.08	9.00	3.00	2
78	Vitacura	7.00	4.00	0.00	63	104.70	1.62	39.89	4.00	1.00	3
79	Vitacura	1.00	4.00	0.00	64	60.90	1.48	27.80	0.00	2.00	2
80	José Alvo	3.00	2.00	3.00	63	84.60	1.53	36.00	9.00	3.00	2

81	Bicentenario	1.00	1.00	4.00	65	60.20	1.51	26.40	6.00	2.00	0
82	Bicentenario	4.00	3.00	5.00	65	60.10	1.56	24.70	7.00	3.00	2
83	La Bandera	1.00	2.00	1.00	64	59.40	1.44	28.65	7.00	2.00	1
84	Vitacura	3.00	5.00	2.00	63	72.70	1.54	30.65	5.00	1.00	2
85	José Alvo	6.00	7.00	4.00	55	74.50	1.58	29.84	8.00	3.00	1
86	Bicentenario	4.00	2.00	9.00	55	88.30	1.56	36.28	7.00	2.00	4
87	Vitacura	1.00	6.00	1.00	64	63.10	1.46	29.60	8.00	1.00	2
88	La Bandera	6.00	3.00	2.00	57	81.70	1.61	31.52	8.00	3.00	3
89	Vitacura	3.00	5.00	2.00	61	63.30	1.54	26.87	4.00	1.00	1
90	Vitacura	5.00	4.00	2.00	59	64.70	1.73	21.62	5.00	2.00	1
91	Vitacura	3.00	6.00	3.00	61	76.81	1.50	34.14	4.00	2.00	2
92	Bicentenario	6.00	1.00	0.00	60	54.40	1.42	26.98	2.00	2.00	0
93	Vitacura	3.00	4.00	1.00	59	67.30	1.57	27.48	9.00	3.00	2
94	Bicentenario	2.00	3.00	0.00	64	61.60	1.61	23.91	6.00	2.00	4
95	Bicentenario	8.00	1.00	4.00	61	63.70	1.54	26.79	4.00	1.00	0
96	José Alvo	4.00	7.00	2.00	65	88.10	1.57	35.74	9.00	3.00	4
97	José Alvo	0.00	2.00	2.00	55	85.10	1.54	35.88	7.00	2.00	4
98	José Alvo	1.00	6.00	4.00	63	69.30	1.52	29.99	7.00	3.00	4
99	Vitacura	4.00	3.00	4.00	61	76.40	1.48	35.07	4.00	1.00	2
100	Vitacura	1.00	5.00	3.00	60	77.80	1.43	38.31	7.00	4.00	2

Media de longitud EE.II (m)	Media de longitud EE.II teórica (talla*0,53)	Cadencia intento 1	Velocidad intento 1	Media duración apoyo monopodal (% CM)	Duración apoyo monopodal izquierdo intento 1	Duración apoyo monopodal derecho intento 1	Media de longitud de zancada	Longitud Zancada Izquierda 1	Longitud Zancada Derecha 1	% Longitud de zancada/altura izquierda
0.78		90.89	0.84	36.49	37.02	35.96	1.11	1.11	1.11	72.37
0.72	0.81	111.86	0.90	33.64	36.19	31.08	0.99	0.98	0.99	64.77
0.74	0.77	102.93	0.88	37.59	41.86	33.31	1.05	1.05	1.04	71.84
0.74	0.80	117.02	1.02	39.22	43.07	35.37	1.05	1.04	1.05	69.11
0.73	0.76	123.69	1.04	40.48	40.50	40.46	1.02	1.02	1.01	71.08
0.73	0.75	94.88	0.82	41.55	43.27	39.82	1.06	1.06	1.06	75.28
0.85	0.87	107.09	1.10	41.69	40.42	42.96	1.25	1.24	1.25	75.38
0.70	0.80	115.35	0.87	36.33	37.20	35.46	0.91	0.91	0.91	60.67
0.76	0.81	110.08	1.09	36.77	33.75	39.78	1.19	1.19	1.19	77.82
0.77	0.83	106.20	1.05	39.73	39.16	40.29	1.19	1.19	1.19	75.97
0.79	0.79	105.40	0.93	37.58	37.68	37.47	1.06	1.06	1.06	71.20
0.76	0.78	111.42	1.15	39.10	39.54	38.66	1.24	1.24	1.24	84.62
0.75	0.73	127.88	1.20	39.80	41.29	38.30	1.13	1.13	1.13	81.29
0.72	0.82	114.16	1.03	41.70	40.66	42.74	1.08	1.08	1.08	70.44
0.73	0.82	109.75	1.06	38.84	40.30	37.38	1.16	1.16	1.16	75.51
0.81	0.80	117.94	1.25	40.40	39.65	41.14	1.28	1.28	1.28	85.25
0.82	0.81	105.95	0.81	39.28	41.43	37.13	0.92	0.92	0.92	60.25
0.80	0.83	107.41	0.88	40.06	43.20	36.92	0.99	0.98	0.99	63.13
0.77	0.81	119.89	1.37	41.47	42.62	40.32	1.37	1.37	1.37	90.22

0.88	0.90	110.34	1.20	41.19	41.44	40.93	1.30	1.30	1.30	76.87
0.73	0.82	113.03	1.01	35.40	35.74	35.05	1.08	1.08	1.08	70.05
0.80	0.80	98.15	1.03	37.32	37.74	36.89	1.27	1.27	1.26	84.40
0.76	0.82	114.96	1.09	36.22	39.19	33.25	1.14	1.14	1.14	73.55
0.80	0.83	95.66	0.84	37.64	36.02	39.26	1.06	1.05	1.06	67.16
0.82	0.83	115.32	0.96	39.44	39.94	38.94	1.00	1.00	1.00	63.55
0.78	0.80	105.40	1.00	38.07	37.96	38.18	1.14	1.14	1.14	75.09
0.82	0.85	107.33	1.18	41.41	43.89	38.93	1.32	1.32	1.32	82.69
0.83	0.86	112.20	1.23	39.51	39.80	39.21	1.31	1.31	1.31	81.35
0.80	0.80	105.58	1.16	37.48	37.76	37.19	1.32	1.32	1.32	87.25
0.83	0.87	127.75	1.41	38.80	40.86	36.74	1.35	1.34	1.35	81.49
0.78	0.78	111.56	0.94	38.56	38.89	38.23	1.02	1.02	1.02	68.82
0.72	0.76	139.10	1.35	39.93	38.81	41.05	1.16	1.16	1.16	80.77
0.69	0.73	105.67	0.80	38.76	39.92	37.60	0.91	0.91	0.90	65.68
0.77	0.82	121.13	1.28	38.71	39.99	37.43	1.27	1.27	1.27	81.57
0.76	0.80	117.18	1.13	38.55	41.19	35.91	1.16	1.16	1.16	76.65
0.71	0.77	112.62	1.05	41.34	40.52	42.15	1.12	1.12	1.12	76.44
0.78	0.80	118.58	1.04	37.45	36.37	38.52	1.05	1.05	1.05	70.22
0.82	0.83	110.70	0.94	36.90	31.74	42.06	1.04	1.04	1.04	66.52
0.76	0.80	122.70	1.20	41.59	41.61	41.56	1.17	1.17	1.17	77.56

0.72	0.79	117.05	1.17	38.10	38.71	37.48	1.20	1.20	1.20	80.19
0.73	0.76	128.83	1.25	41.46	40.58	42.33	1.17	1.17	1.16	81.80
0.74	0.77	118.31	1.01	37.41	37.62	37.20	1.02	1.02	1.02	70.15
0.78	0.83	112.19	1.16	31.36	33.08	29.64	1.26	1.26	1.26	80.05
0.74	0.82	115.52	1.02	39.36	40.56	38.16	1.07	1.07	1.07	68.60
0.78	0.81	108.17	0.95	37.82	39.96	35.68	1.07	1.06	1.07	69.45
0.82	0.85	125.43	1.21	41.91	41.05	42.77	1.16	1.16	1.16	72.04
0.82	0.83	100.70	0.97	41.15	39.77	42.52	1.16	1.16	1.16	74.43
0.81	0.82	108.04	1.11	41.13	40.91	41.35	1.23	1.23	1.23	79.68
0.86	0.87	94.20	0.76	37.28	36.32	38.23	0.98	0.98	0.98	60.00
0.79	0.82	114.96	1.15	41.07	42.00	40.13	1.20	1.20	1.20	77.52
0.75	0.80	113.93	1.16	36.55	37.24	35.86	1.23	1.22	1.23	81.33
0.79	0.81	92.28	0.80	36.30	36.33	36.26	1.05	1.05	1.04	68.94
0.79	0.84	112.57	1.15	40.76	41.93	39.59	1.23	1.22	1.23	77.06
0.80	0.80	100.92	0.88	39.33	37.78	40.88	1.05	1.05	1.05	69.51
0.78	0.82	115.08	1.02	41.60	43.38	39.81	1.07	1.06	1.07	68.44
0.70	0.80	127.46	1.15	35.16	38.53	31.79	1.10	1.09	1.10	72.87
0.78	0.78	128.70	1.30	38.75	40.32	37.17	1.21	1.21	1.21	82.75
0.82	0.83	111.37	1.17	37.69	37.23	38.15	1.27	1.27	1.27	80.32
0.83	0.86	109.70	1.13	40.31	40.29	40.32	1.24	1.24	1.24	76.32

0.78	0.80	103.19	0.98	36.73	37.61	35.84	1.15	1.15	1.15	76.58
0.82	0.84	109.87	1.03	39.32	42.26	36.38	1.14	1.14	1.14	71.85
0.77	0.81	119.52	1.12	39.48	39.97	38.98	1.13	1.13	1.13	73.81
0.86	0.84	133.12	1.54	39.89	38.80	40.98	1.39	1.39	1.39	87.77
0.75	0.83	112.81	1.11	39.77	41.11	38.43	1.18	1.18	1.18	75.49
0.82	0.84	106.34	1.25	36.93	34.99	38.86	1.42	1.41	1.42	88.86
0.80	0.82	114.33	1.11	38.15	39.52	36.77	1.18	1.18	1.17	76.41
0.75	0.75	124.04	1.11	41.27	41.83	40.70	1.08	1.07	1.08	76.15
0.84	0.87	90.34	0.90	43.90	44.15	43.64	1.19	1.19	1.19	72.34
0.77	0.78	107.49	0.99	37.96	38.01	37.91	1.10	1.10	1.10	74.34
0.71	0.78	107.28	0.86	41.47	38.99	43.95	0.96	0.96	0.96	64.91
0.83	0.85	116.36	1.27	42.25	43.66	40.84	1.31	1.30	1.31	81.70
0.65	0.73	114.05	0.90	40.26	40.17	40.34	0.94	0.94	0.94	68.93
0.73	0.77	120.00	1.13	41.62	41.05	42.19	1.13	1.13	1.13	77.44
0.74	0.83	100.67	0.85	37.63	42.22	33.03	1.02	1.02	1.02	65.26
0.76	0.80	112.13	1.12	36.54	37.82	35.26	1.20	1.20	1.20	79.18
0.76	0.78	115.76	1.22	42.25	41.88	42.62	1.26	1.26	1.26	85.76
0.86	0.86	111.83	1.19	38.93	39.52	38.34	1.28	1.28	1.28	78.71
0.72	0.78	117.83	1.35	41.06	40.95	41.17	1.38	1.38	1.37	93.12
0.81	0.81	91.58	0.71	36.23	36.63	35.83	0.94	0.94	0.94	61.64

0.72	0.80	128.38	1.14	38.92	38.80	39.04	1.07	1.07	1.07	70.60
0.79	0.83	113.89	1.15	42.21	41.90	42.51	1.21	1.21	1.21	77.71
0.73	0.76	111.37	1.01	34.75	35.61	33.89	1.09	1.08	1.09	75.29
0.81	0.82	109.40	0.99	39.80	40.47	39.12	1.09	1.08	1.09	70.36
0.78	0.84	109.15	1.07	40.24	41.78	38.69	1.18	1.18	1.18	74.48
0.77	0.83	132.16	1.21	40.77	41.00	40.54	1.10	1.10	1.10	70.41
0.72	0.77	113.39	1.01	30.96	29.77	32.14	1.07	1.07	1.07	73.27
0.85	0.85	127.89	1.49	39.78	39.03	40.53	1.39	1.39	1.39	86.51
0.74	0.81	114.24	0.99	41.72	42.58	40.86	1.05	1.05	1.04	68.11
0.86	0.92	105.03	0.92	38.54	40.04	37.03	1.05	1.05	1.05	60.90
0.79	0.80	108.94	0.90	42.01	41.93	42.09	0.99	0.99	0.99	66.21
0.77	0.75	134.36	1.19	39.79	39.91	39.66	1.06	1.06	1.06	74.69
0.78	0.83	118.37	1.36	41.03	41.52	40.53	1.38	1.38	1.38	88.74
0.80	0.85	118.55	1.46	40.80	40.20	41.40	1.47	1.47	1.47	91.88
0.80	0.82	122.28	1.16	41.22	41.61	40.82	1.13	1.13	1.13	73.50
0.83	0.83	108.09	0.86	38.52	37.87	39.17	0.97	0.97	0.97	61.57
0.72	0.82	127.55	1.05	37.33	40.82	33.84	1.01	1.01	1.01	5.82
0.75	0.81	119.92	1.19	41.18	42.53	39.82	1.20	1.19	1.20	78.42
0.76	0.78	107.14	1.01	43.86	40.22	47.50	1.16	1.16	1.16	78.86
0.71	0.76	111.83	0.96	41.20	39.89	42.50	1.03	1.03	1.03	72.49

% Longitud de zancada/altura derecha	Longitud paso Izquierdo 1	Longitud paso derecho 1	Duración fase de apoyo Izquierdo1	Duración fase de apoyo Derecho1	Cadencia intento 2	Velocidad intento 2	Media duración apoyo monopodal 2 (% CM)	Duración apoyo monopodal izquierdo intento 2 (%CM)	% Duración apoyo monopodal derecho intento 2 (%CM)	Media longitud de zancada 2
72.09	49.10	50.90	64.32	62.87	92.41	0.84	37.51	38.54	36.48	1.11
64.81	49.65	50.35	69.15	63.76	112.22	0.92	37.01	35.10	38.91	0.99
71.52	45.11	54.89	66.82	58.21	103.47	0.91	36.15	37.85	34.44	1.06
69.32	49.46	50.54	64.52	56.40	114.99	1.01	38.18	45.38	30.98	1.05
70.72	54.08	45.92	59.75	59.88	119.82	1.03	40.35	40.71	39.98	1.03
75.34	50.79	49.21	60.30	56.76	96.05	0.85	40.25	40.28	40.21	1.09
75.86	50.86	49.14	57.02	59.48	105.95	1.08	40.99	39.70	42.27	1.24
60.78	50.48	49.52	64.56	62.94	115.57	0.87	36.39	35.41	37.37	0.91
77.80	49.05	50.95	60.06	66.13	112.66	1.08	35.89	32.44	39.34	1.16
75.85	49.20	50.80	59.54	60.68	107.84	1.07	40.22	39.18	41.26	1.20
71.08	49.90	50.10	62.60	62.22	107.50	0.99	37.60	37.98	37.22	1.11
84.46	49.97	50.03	61.26	60.41	112.42	1.23	39.16	39.47	38.84	1.31
81.34	49.88	50.12	61.39	58.48	126.48	1.16	39.28	41.39	37.17	1.11
70.42	50.95	49.05	57.33	59.49	111.36	1.00	40.86	40.46	41.25	1.08
75.33	51.38	48.62	62.78	60.24	109.76	1.10	38.96	40.31	37.61	1.20
84.95	50.65	49.35	58.99	60.04	117.45	1.28	41.41	40.97	41.84	1.31
60.09	50.56	49.44	62.98	58.71	103.02	0.78	39.05	40.67	37.42	0.91
63.24	52.26	47.74	62.83	56.81	107.14	0.88	41.56	44.03	39.08	0.99
89.86	53.02	46.98	59.50	57.20	119.71	1.34	41.44	41.22	41.65	1.35

76.98	48.74	51.26	58.77	58.34	111.28	1.17	41.45	41.82	41.08	1.27
70.01	55.16	44.84	64.99	64.41	115.97	1.01	37.01	37.74	36.28	1.05
84.07	49.68	50.32	63.13	62.15	97.26	1.04	37.18	37.19	37.16	1.28
73.65	50.98	49.02	66.65	60.69	117.22	1.09	34.52	37.81	31.22	1.13
67.51	51.04	48.96	60.53	63.97	95.73	0.82	37.00	35.74	38.26	1.04
63.58	50.42	49.58	60.98	60.03	114.68	0.97	39.57	40.40	38.73	1.02
74.99	49.95	50.05	61.95	61.96	107.88	1.04	38.07	37.95	38.18	1.16
82.87	48.82	51.18	61.22	56.34	107.96	1.20	41.69	44.58	38.79	1.35
81.39	50.29	49.71	60.69	60.14	115.37	1.26	39.29	39.93	38.64	1.31
87.37	49.69	50.31	62.82	62.27	105.14	1.19	37.75	37.74	37.76	1.35
81.53	49.36	50.64	63.45	59.37	129.89	1.39	36.07	39.91	32.23	1.32
68.82	50.24	49.76	61.74	61.07	114.70	0.98	39.27	40.36	38.17	1.03
80.81	48.80	51.20	58.73	60.95	140.53	1.35	39.67	38.66	40.67	1.15
65.19	49.88	50.12	62.30	59.74	110.16	0.90	39.98	40.55	39.40	0.98
81.65	50.57	49.43	62.56	60.12	119.67	1.26	37.91	39.87	35.94	1.26
76.72	48.60	51.40	63.81	58.89	118.80	1.15	38.74	40.61	36.86	1.17
76.66	56.52	43.48	57.67	59.38	111.17	1.06	41.49	40.70	42.27	1.15
70.23	50.22	49.78	61.32	63.31	117.20	1.04	37.87	36.93	38.81	1.07
66.47	54.47	45.53	57.86	67.89	112.95	0.96	36.37	31.29	41.44	1.04
77.83	48.05	51.95	58.29	58.28	124.88	1.22	41.40	41.53	41.27	1.17

80.24	49.23	50.77	62.23	61.13	118.50	1.22	38.24	39.08	37.40	1.23
81.67	52.83	47.17	57.46	59.24	127.74	1.24	41.05	40.34	41.75	1.17
70.31	51.78	48.22	62.88	62.25	118.57	1.03	37.64	38.04	37.24	1.04
80.13	49.31	50.69	70.33	67.14	111.99	1.18	31.35	33.24	29.45	1.28
68.56	57.04	42.96	61.52	59.35	117.11	1.04	38.50	39.70	37.30	1.07
69.99	46.51	53.49	64.67	59.57	108.36	0.95	37.50	38.10	36.90	1.06
71.99	53.28	46.72	57.08	58.89	126.05	1.19	40.27	39.49	41.04	1.14
74.11	48.90	51.10	57.59	60.32	105.58	1.10	39.75	39.75	39.74	1.26
80.08	49.68	50.32	58.56	59.29	112.72	1.22	42.01	42.41	41.60	1.30
60.22	49.12	50.88	61.84	63.90	94.36	0.79	37.01	35.10	38.91	1.02
77.48	49.40	50.60	59.58	57.97	113.69	1.16	41.45	41.93	40.96	1.23
81.40	50.66	49.34	64.17	62.83	114.51	1.17	35.99	37.30	34.68	1.23
68.72	49.52	50.48	63.95	63.62	92.28	0.73	36.96	37.58	36.33	0.97
77.70	50.37	49.63	59.96	57.99	113.70	1.16	40.93	41.41	40.44	1.23
69.74	50.75	49.25	59.04	62.40	105.63	0.99	40.96	38.83	43.08	1.14
68.61	55.81	44.19	60.06	56.57	114.75	1.02	41.96	43.58	40.33	1.08
73.26	50.41	49.59	68.66	61.75	129.32	1.23	35.74	38.81	32.67	1.15
82.55	49.31	50.69	62.73	59.61	129.72	1.30	38.70	39.99	37.41	1.21
80.53	50.06	49.94	61.98	62.90	112.21	1.18	36.97	36.85	37.09	1.27
75.83	52.86	47.14	59.38	59.39	107.31	1.11	40.88	41.56	40.20	1.24

76.21	49.43	50.57	64.11	62.22	97.77	0.89	36.28	36.28	36.27	1.10
71.58	54.22	45.78	63.52	57.77	108.72	1.04	41.26	41.54	40.97	1.16
73.55	49.39	50.61	61.34	60.04	117.95	1.11	39.60	40.61	38.58	1.12
87.55	51.27	48.73	58.99	61.30	136.94	1.54	40.31	38.75	41.86	1.35
75.74	51.21	48.79	61.59	58.73	114.43	1.12	39.71	41.65	37.76	1.18
89.51	50.25	49.75	61.20	64.98	106.40	1.26	38.41	37.41	39.40	1.42
75.92	50.29	49.71	63.23	60.54	115.65	1.19	38.80	40.47	37.12	1.24
76.48	49.82	50.18	59.27	58.18	123.89	1.16	41.50	41.59	41.40	1.13
72.14	46.96	53.04	56.23	55.78	90.45	0.91	43.46	43.98	42.94	1.21
74.56	49.93	50.07	62.01	61.88	107.42	1.01	38.32	38.11	38.52	1.13
64.84	48.48	51.52	55.98	61.04	116.77	1.00	41.28	38.30	44.25	1.03
82.07	49.67	50.33	58.97	56.74	117.10	1.32	42.42	42.89	41.94	1.35
68.77	51.04	48.96	59.66	59.46	116.53	0.92	41.13	41.78	40.47	0.95
77.44	49.67	50.33	57.52	59.04	119.13	1.15	41.73	41.06	42.39	1.16
65.27	55.36	44.64	67.10	57.73	103.66	0.94	35.85	41.03	30.67	1.09
79.41	49.26	50.74	64.57	62.08	113.07	1.15	37.29	37.99	36.58	1.22
85.48	51.96	48.04	57.23	58.51	116.71	1.26	42.14	41.88	42.40	1.30
78.73	50.50	49.50	61.44	60.47	110.02	1.21	39.76	40.27	39.25	1.32
92.55	49.82	50.18	58.76	58.68	117.91	1.35	40.94	40.07	41.80	1.37
61.14	50.12	49.88	64.42	63.40	91.05	0.72	36.80	37.61	35.98	0.96

71.11	49.96	50.04	61.18	61.56	128.08	1.09	39.28	38.54	40.01	1.02
77.63	50.78	49.22	57.46	58.07	113.45	1.12	42.25	42.37	42.12	1.19
75.67	47.55	52.45	66.15	64.53	112.92	1.04	35.42	36.27	34.57	1.11
70.52	50.86	49.14	61.12	59.37	111.09	1.02	38.19	37.47	38.91	1.12
74.67	52.32	47.68	61.85	58.23	109.17	1.06	40.80	42.52	39.07	1.17
70.58	49.69	50.31	59.38	58.67	133.96	1.27	41.01	41.31	40.70	1.14
73.45	51.81	48.19	68.56	70.13	115.29	1.04	31.67	32.19	31.14	1.09
86.64	49.75	50.25	59.11	60.90	127.19	1.52	40.34	39.86	40.82	1.43
67.68	48.78	51.22	58.92	57.18	115.94	1.06	41.37	42.17	40.56	1.10
60.57	52.01	47.99	62.98	60.00	107.98	0.94	37.83	38.98	36.67	1.06
65.96	50.63	49.37	57.89	58.03	110.13	0.91	42.15	41.87	42.43	0.99
74.49	49.79	50.27	60.20	59.99	131.29	1.14	40.01	40.30	39.72	1.04
88.48	48.81	51.19	59.21	58.40	119.41	1.38	41.05	41.46	40.64	1.39
91.56	50.79	49.21	58.55	59.60	119.81	1.49	40.56	40.09	41.03	1.50
73.57	49.35	50.65	59.14	58.60	120.46	1.13	41.50	42.22	40.78	1.13
61.50	47.78	52.22	60.96	62.24	109.06	0.95	36.89	36.06	37.72	1.06
65.62	52.88	47.12	66.42	59.35	126.88	1.07	39.08	41.85	36.31	1.02
78.87	49.09	50.91	60.04	57.43	120.50	1.22	41.44	42.13	40.75	1.21
78.56	54.43	45.57	52.64	59.46	112.05	1.09	43.82	46.57	41.07	1.19
72.54	52.93	47.07	57.32	59.90	111.86	0.96	41.67	40.47	42.86	1.03

Longitud Zancada Izquierda 2	Longitud Zancada Derecha 2	% longitud zancada/altura izquierda 2	% Longitud zancada/altura derecha 2	Longitud paso Izquierdo 2	Longitud paso derecho 2	Duración fase de apoyo Izquierdo 2	Duración fase de apoyo Derecho 2	Numero inicial de casos	Distancia del caso desde su centro inicial de clasificación
1.11	1.11	72.03	71.76	48.18	51.82	63.85	61.46	1	5.05808
0.99	0.99	65.39	65.21	49.79	50.21	61.31	65.12	3	5.69052
1.06	1.06	72.90	73.00	48.64	51.36	65.68	62.21	3	6.21933
1.05	1.05	69.87	69.68	51.89	48.11	69.10	54.50	2	0.75577
1.03	1.03	71.95	72.11	53.13	46.87	59.85	58.91	4	5.47518
1.09	1.08	77.05	76.86	53.50	46.50	59.90	59.47	1	2.99076
1.24	1.24	75.05	75.03	51.51	48.49	57.93	60.40	3	3.67554
0.91	0.91	60.65	60.88	50.05	49.95	63.22	65.01	2	4.04860
1.16	1.16	75.78	75.66	49.65	50.35	60.63	67.16	3	2.09200
1.19	1.20	76.31	76.36	48.68	51.32	58.52	61.01	3	3.08393
1.11	1.11	74.52	74.49	49.58	50.42	62.78	62.02	3	3.80722
1.31	1.31	89.18	89.25	50.02	49.98	61.31	60.48	3	2.42900
1.11	1.11	79.94	79.87	49.80	50.20	62.99	58.30	4	1.22527
1.08	1.07	69.92	69.52	51.14	48.86	58.68	59.09	2	3.45923
1.20	1.20	78.03	78.05	51.40	48.60	62.39	59.65	3	0.75731
1.31	1.31	87.17	86.90	50.57	49.43	58.46	58.61	2	0.92240
0.90	0.91	58.96	59.21	50.77	49.23	62.47	59.52	3	3.22883
0.99	0.99	63.49	63.50	52.92	47.08	60.85	55.93	3	2.23673
1.35	1.35	88.51	88.63	53.20	46.80	58.17	58.57	2	3.16485

1.27	1.27	75.10	75.06	47.85	52.15	58.74	58.18	3	2.89047
1.05	1.05	68.42	68.25	53.47	46.53	63.89	62.35	3	5.09240
1.28	1.28	85.42	85.19	50.66	49.34	62.82	62.74	1	2.98658
1.13	1.12	72.70	72.55	52.07	47.93	68.63	62.33	2	4.31639
1.04	1.03	66.03	65.86	51.39	48.61	61.76	64.17	1	0.99876
1.02	1.01	64.76	64.58	50.61	49.39	61.52	59.51	2	1.94149
1.16	1.16	76.42	76.46	50.01	49.99	61.79	62.13	3	3.70315
1.34	1.35	84.05	84.43	48.31	51.69	61.83	55.63	3	3.31757
1.31	1.31	81.08	81.04	50.05	49.95	61.28	60.11	3	3.27026
1.35	1.35	89.53	89.64	50.15	49.85	62.16	62.09	3	3.66893
1.32	1.32	79.87	80.23	49.49	50.51	67.71	60.54	4	1.56490
1.03	1.03	69.93	69.77	49.88	50.12	61.86	59.44	3	2.50182
1.15	1.15	80.12	80.12	48.58	51.42	59.11	60.90	4	10.01997
0.98	0.98	70.63	70.65	50.13	49.87	60.63	59.13	3	3.40440
1.26	1.26	81.33	80.97	50.36	49.64	63.91	59.92	2	4.18177
1.16	1.17	77.07	77.21	48.54	51.46	63.10	59.16	2	1.39515
1.15	1.14	78.82	78.29	56.01	43.99	57.53	59.11	3	4.49478
1.07	1.06	70.97	70.78	50.31	49.69	60.80	62.82	2	2.89565
1.04	1.04	66.40	66.20	55.39	44.61	58.97	68.76	3	2.36601
1.17	1.17	77.58	77.46	48.41	51.59	58.65	58.46	2	5.79820

1.23	1.23	82.44	82.53	49.72	50.28	62.52	60.85	2	1.86331
1.17	1.16	81.89	81.49	52.86	47.14	58.00	59.57	4	1.87678
1.04	1.04	71.54	71.59	51.14	48.86	62.78	61.96	2	2.79892
1.28	1.28	81.56	81.29	48.55	51.45	70.22	66.52	3	7.88037
1.07	1.07	68.93	69.05	57.55	42.45	62.29	59.87	2	1.72870
1.06	1.06	69.50	69.40	50.10	49.90	63.10	61.97	3	1.19163
1.14	1.14	70.73	70.84	51.79	48.21	59.24	60.51	4	4.33098
1.26	1.26	80.58	80.47	50.13	49.87	60.00	60.38	1	5.80386
1.30	1.30	84.29	84.56	49.58	50.42	58.34	57.83	3	2.74202
1.02	1.02	62.31	62.27	50.90	49.10	61.21	64.87	1	1.87416
1.22	1.23	78.95	79.34	49.37	50.63	58.94	57.53	2	2.45078
1.22	1.23	81.38	81.60	50.08	49.92	65.29	62.59	2	4.67271
0.97	0.97	63.51	63.52	48.19	51.81	63.80	62.69	1	3.95642
1.23	1.22	77.53	77.11	50.99	49.01	59.42	58.47	3	4.12388
1.13	1.14	74.90	75.27	51.68	48.32	56.60	60.97	1	5.48767
1.08	1.07	69.24	68.89	55.89	44.11	59.73	56.50	2	2.65230
1.14	1.15	76.06	76.49	50.40	49.60	67.26	60.50	4	4.73222
1.20	1.21	82.18	82.21	49.58	50.42	62.57	59.87	4	0.94222
1.27	1.26	80.50	80.08	50.20	49.80	62.75	63.04	3	2.47745
1.24	1.24	76.09	76.38	53.95	46.05	59.73	58.56	3	1.82846

1.10	1.10	73.01	73.27	49.53	50.47	63.57	63.80	3	6.16580
1.16	1.16	72.69	72.68	54.10	45.90	59.31	58.07	3	1.08924
1.12	1.12	73.43	73.34	49.20	50.80	61.54	59.12	2	2.42904
1.35	1.35	85.38	85.30	51.61	48.39	58.30	61.22	4	4.04470
1.18	1.18	75.35	75.48	51.49	48.51	62.20	58.37	3	3.92996
1.42	1.42	89.59	89.35	50.43	49.57	60.47	62.71	3	3.21195
1.23	1.24	79.80	80.34	50.42	49.58	62.59	59.48	2	3.33798
1.12	1.13	79.53	79.83	50.08	49.92	58.46	58.28	4	5.31827
1.21	1.21	73.38	73.36	46.83	53.17	56.59	55.95	1	7.36697
1.13	1.13	76.38	76.36	50.36	49.64	61.36	61.58	3	1.69789
1.03	1.03	69.62	69.61	51.18	48.82	55.51	61.54	3	3.38984
1.35	1.35	84.85	84.80	49.67	50.33	58.12	56.74	2	2.43520
0.95	0.95	69.36	69.34	51.56	48.44	59.56	58.39	2	3.10821
1.16	1.16	79.30	79.01	49.89	50.11	57.58	58.93	2	3.31585
1.09	1.09	69.85	69.63	54.85	45.15	68.93	59.03	1	5.28606
1.22	1.22	81.01	80.80	49.81	50.19	63.41	61.94	3	3.69302
1.29	1.30	87.97	88.23	51.56	48.44	57.44	58.00	2	2.69402
1.32	1.31	81.21	81.10	50.26	49.74	60.71	59.67	3	2.78576
1.37	1.36	92.79	92.15	50.07	49.93	58.24	59.60	2	1.40491
0.96	0.95	62.82	62.25	50.03	49.97	64.05	62.37	1	4.58120

1.02	1.02	67.80	67.43	50.31	49.69	60.00	61.64	4	0.98863
1.18	1.19	75.95	76.06	49.90	50.10	57.89	57.64	2	3.95870
1.11	1.11	76.89	76.97	47.92	52.08	65.57	63.75	3	4.47961
1.11	1.12	72.01	72.59	51.37	48.63	61.27	62.80	3	1.25685
1.17	1.17	73.83	73.88	52.66	47.34	60.95	57.37	3	1.64715
1.13	1.14	72.75	73.00	48.85	51.15	59.20	58.73	4	3.28632
1.09	1.08	74.39	74.23	52.76	47.24	68.94	67.88	3	8.77564
1.43	1.43	88.95	89.08	49.25	50.75	59.23	60.23	4	1.23259
1.10	1.10	71.70	71.75	49.01	50.99	59.19	57.66	2	3.40434
1.06	1.05	61.04	60.60	51.96	48.04	63.40	61.22	3	4.05206
0.99	0.99	66.24	66.01	50.93	49.07	57.56	58.11	3	3.43313
1.04	1.04	73.13	73.16	49.60	50.40	60.31	59.77	4	5.27678
1.39	1.39	88.85	89.02	48.63	51.37	59.11	58.48	2	1.67273
1.49	1.50	92.97	93.28	50.26	49.74	58.91	59.84	2	1.71578
1.13	1.13	73.11	73.23	49.13	50.87	59.25	57.87	2	5.29738
1.06	1.06	67.36	67.57	45.54	54.46	62.09	63.69	3	1.03768
1.02	1.02	66.38	66.20	52.33	47.67	63.83	58.15	4	2.74983
1.21	1.21	79.71	79.38	49.60	50.40	59.16	57.86	2	3.04282
1.19	1.19	80.46	80.58	46.57	53.43	59.03	53.87	3	5.61089
1.02	1.03	71.84	72.02	52.52	47.48	56.96	59.38	3	3.79778

<b>CESFAM</b>	<b>Categorías</b>	<b>Valor</b>
	<b>Bicentenario</b>	1
	<b>José Alvo</b>	2
	<b>La Bandera</b>	3
	<b>Vitacura</b>	4

<b>Calificador de Calificador CIF</b>	<b>Categorías</b>	<b>Categorías</b>
	Sin Dificultad	0
	Dificultad Leve	1
	Dificultad Moderada	2
	Dificultad Severa	3
	Dificultad Completa	4

<b>Escala de Severidad de la Artrosis de Kellgren &amp; Lawrence</b>	<b>Categorías</b>	<b>Valor</b>
	Normal	0
	Artrosis Dudosa	1
	Artrosis Mínima	2
	Artrosis Moderada	3
	Artrosis Severa.	4

<b>Nivel Educacional</b>	<b>Categorías</b>	<b>Valor</b>
	Sin Educación	0
	Básica Incompleta	1
	Básica Completa	2
	Media Incompleta	3
	Media Completa	4
	Técnica Incompleta	5
	Técnica Completa	6
	Universitaria Incompleta	7
	Universitaria Completa	8

<b>Ingreso Familiar Mensual</b>	<b>Categorías</b>	<b>Valor</b>
	Menos de \$100.000	1
	\$101.000 a \$200.000	2
	\$201.000 a \$300.000	3
	\$301.000 a \$400.000	4
	\$401.000 a \$500.000	5
	\$501.000 a \$750.000	6
	\$751.000 a \$1.000.000	7
	Más de \$1.000.000	8

<b>Intensidad del Dolor de Rodilla</b>	<b>Categorías</b>	<b>Valor</b>
	Escala Visual Analógica (EVA)	0
		1
		2
		3
		4
		5
		6
		7
		8
		9
10		

## Anexo N°17. Variables de estudio.

<b>Variables</b>	<b>Definición conceptual.</b>	<b>Definición operacional.</b>
<b>Edad</b>	Duración de la vida de un ser humano hasta un momento determinado. (Dietrich M; Jurgen N, Ostrowski C, 2004)	Cantidad de años efectivamente cumplidos por los sujetos, en el momento de la evaluación.
<b>Peso Corporal</b>	Magnitud de la masa del organismo y es el resultado de los cambios producidos en sus diversos componentes (Montesinos-Correa, 2014)	Cantidad de kilogramos y gramos de la masa corporal de cada sujeto de prueba. Expresada en kilogramos
<b>Talla o Estatura</b>	Distancia vertical desde la horizontal (superficie de sustentación) hasta el vértex (parte superior y más prominente de la cabeza). (Carmenate, Moncada, & Borjas, 2014)	Cantidad de metros y centímetros registrados, desde el apoyo de los pies hasta el vértex de la cabeza. Expresada en metros
<b>Índice de Masa Corporal (IMC)</b>	Es un indicador simple de la relación entre el peso y la talla, que se utiliza frecuentemente para identificar el sobrepeso y la obesidad en los adultos. Se calcula dividiendo el peso de una persona en kilos, por el cuadrado de su talla en metros (kg/m <sup>2</sup> ) (Organización Mundial de la Salud. 2018)	Corresponde a la relación entre la cantidad de masa expresada en kilogramos, dividida en el cuadrado de la estatura. Se expresa como kilogramos/metros <sup>2</sup>

<b>Cantidad de familiares</b>	Cantidad de personas que habitan un mismo hogar particular, constituido por una o más personas que unidas o no por vínculos de parentesco, que ocupan completamente una vivienda o parte de ella, viven bajo régimen familiar y cocinan en común, es decir, tienen dependencia o relación económica entre sí .(INE, 2006)	Corresponde a la cantidad de personas que habitan habitualmente con el sujeto de prueba.																				
<b>Nivel educacional</b>	Cantidad de años de estudio aprobado en la enseñanza regular o educación formal. (INE, 2006).	<p>Corresponde al mayor nivel educacional formal aprobado por el sujeto de prueba.</p> <table border="1" data-bbox="997 852 1427 1600"> <thead> <tr> <th data-bbox="997 852 1313 905"><b>categorías</b></th> <th data-bbox="1321 852 1427 905"><b>valor</b></th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td data-bbox="997 909 1313 978">Sin educación</td> <td data-bbox="1321 909 1427 978">0</td> </tr> <tr> <td data-bbox="997 982 1313 1052">Educación básica incompleta</td> <td data-bbox="1321 982 1427 1052">1</td> </tr> <tr> <td data-bbox="997 1056 1313 1125">Educación básica completa</td> <td data-bbox="1321 1056 1427 1125">2</td> </tr> <tr> <td data-bbox="997 1129 1313 1199">Educación media incompleta</td> <td data-bbox="1321 1129 1427 1199">3</td> </tr> <tr> <td data-bbox="997 1203 1313 1272">Educación media completa</td> <td data-bbox="1321 1203 1427 1272">4</td> </tr> <tr> <td data-bbox="997 1276 1313 1346">Educación técnica incompleta</td> <td data-bbox="1321 1276 1427 1346">5</td> </tr> <tr> <td data-bbox="997 1350 1313 1419">Educación técnica completa</td> <td data-bbox="1321 1350 1427 1419">6</td> </tr> <tr> <td data-bbox="997 1423 1313 1493">Educación universitaria incompleta</td> <td data-bbox="1321 1423 1427 1493">7</td> </tr> <tr> <td data-bbox="997 1497 1313 1600">Educación universitaria completa</td> <td data-bbox="1321 1497 1427 1600">8</td> </tr> </tbody> </table>	<b>categorías</b>	<b>valor</b>	Sin educación	0	Educación básica incompleta	1	Educación básica completa	2	Educación media incompleta	3	Educación media completa	4	Educación técnica incompleta	5	Educación técnica completa	6	Educación universitaria incompleta	7	Educación universitaria completa	8
<b>categorías</b>	<b>valor</b>																					
Sin educación	0																					
Educación básica incompleta	1																					
Educación básica completa	2																					
Educación media incompleta	3																					
Educación media completa	4																					
Educación técnica incompleta	5																					
Educación técnica completa	6																					
Educación universitaria incompleta	7																					
Educación universitaria completa	8																					

<p><b>Ingreso Mensual Familiar</b></p>	<p>Suma de sueldos líquidos, salarios o jornales ganados, por el total de integrantes del grupo familiar en el mes pasado (Casen, 2015).</p>	<p>Corresponde al tramo de ingreso económicos mensual del grupo familiar del sujeto de prueba. Se expresa en pesos.</p> <table border="1" data-bbox="993 411 1442 753"> <thead> <tr> <th>categorias</th> <th>valor</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td><b>Menos de \$100.000</b></td> <td>1</td> </tr> <tr> <td><b>\$100.000 a \$200.000</b></td> <td>2</td> </tr> <tr> <td><b>\$200.000 a \$300.000</b></td> <td>3</td> </tr> <tr> <td><b>\$300.000 a \$400.000</b></td> <td>4</td> </tr> <tr> <td><b>\$400.000 a \$500.000</b></td> <td>5</td> </tr> <tr> <td><b>\$500.000 a \$750.000</b></td> <td>6</td> </tr> <tr> <td><b>\$750.000 a \$1.000.000</b></td> <td>7</td> </tr> <tr> <td><b>Más de \$1.000.000</b></td> <td>8</td> </tr> </tbody> </table>	categorias	valor	<b>Menos de \$100.000</b>	1	<b>\$100.000 a \$200.000</b>	2	<b>\$200.000 a \$300.000</b>	3	<b>\$300.000 a \$400.000</b>	4	<b>\$400.000 a \$500.000</b>	5	<b>\$500.000 a \$750.000</b>	6	<b>\$750.000 a \$1.000.000</b>	7	<b>Más de \$1.000.000</b>	8
categorias	valor																			
<b>Menos de \$100.000</b>	1																			
<b>\$100.000 a \$200.000</b>	2																			
<b>\$200.000 a \$300.000</b>	3																			
<b>\$300.000 a \$400.000</b>	4																			
<b>\$400.000 a \$500.000</b>	5																			
<b>\$500.000 a \$750.000</b>	6																			
<b>\$750.000 a \$1.000.000</b>	7																			
<b>Más de \$1.000.000</b>	8																			
<p><b>Clasificación radiológica de OA (según escala de Kellgren &amp; Lawrence)</b></p>	<p>Escala de medida para la graduación de la gravedad de la OA. Según la escala de Kellgren &amp; Lawrence. (Kellgren &amp; Lawrence, 1957)</p>	<p>Corresponde valor mayor de la escala de Kellgren y Lawrence observable en las radiografías del sujeto de prueba. Sus valores fluctúan entre 0 a 4. s</p>																		
<p><b>Limitación de la marcha</b></p>	<p>Corresponde a la dificultad que una persona puede tener para ejecutar actividades como la marcha o el caminar (CIF, 2003).</p>	<p>Representa el nivel de dificultad para marchar, como efecto de la OA de rodilla, según las categorías del calificador CIF.</p> <p>Calificador CIF:  0: Sin dificultad.  1: Dificultad leve, cuando los pacientes tengan molestias que estén presentes menos del 25% del tiempo, con una intensidad que la persona puede tolerar y que ocurre infrecuentemente en los</p>																		

		<p>últimos 30 días.</p> <p>2: Dificultad moderada, cuando el paciente tenga molestias durante menos del 50% del tiempo, con una intensidad que interfiere con las actividades de la vida diaria y que ocurre ocasionalmente en el periodo de los últimos 30 días.</p> <p>3: Dificultad severa, cuando el paciente tenga molestias más del 50% del tiempo con una intensidad que altera parcialmente las actividades de la vida diaria y que ocurre frecuentemente en los últimos 30 días.</p> <p>4: Dificultad completa, cuando el paciente tiene molestias presentes más del 95% del tiempo con una intensidad que impide completamente las actividades de la vida diaria del individuo y que ocurre todos los días en los últimos 30 días.</p> <p>(Ministerio de Salud Chile, 2009)</p>
<p><b>Cadencia de marcha</b></p>	<p>Corresponde al número de pasos ejecutados en un intervalo de tiempo (Sánchez Lacuesta et al., 2005)</p>	<p>Corresponde a la cantidad de pasos efectivamente realizados por el sujeto durante la marcha en la pista de 25 metros. Se expresa</p>

		como pasos/minuto.
<b>Velocidad de marcha</b>	Es la distancia recorrida por el cuerpo en una unidad de tiempo en la dirección considerada (Sánchez Lacuesta et al., 2005).	Corresponde a la división de la distancia de 25 metros de la pista y la cantidad de tiempo empleado en el recorrido. Se expresa en metros/segundos.
<b>Duración de la fase de apoyo monopodal.</b>	Corresponde a la expresión temporal del tiempo de apoyo monopodal. Este último se define como el intervalo durante el cual un solo miembro inferior se encuentra sobre el suelo estando el miembro contralateral en oscilación (Sánchez Lacuesta et al., 2005).	Corresponde al tiempo de apoyo de una sola extremidad expresado como porcentaje del ciclo de la marcha.
<b>Longitud de zancada</b>	Corresponde a la distancia registrada entre dos apoyos consecutivos del mismo pie (Sánchez Lacuesta et al., 2005)	Representa la distancia efectiva entre el contacto sucesivo del mismo pie, en pasos sucesivos durante la prueba de marcha 25 metros. Se expresa en metros.

				<b>Tipo de Variable</b>	<b>Clasificación</b>	<b>Instrumento</b>
<b>VARIABLES</b>	<b>Antropométricas</b>	Edad	Control	Control	Cuantitativa Continua	Entrevista / Ficha clínica
		Peso	Control	Control	Cuantitativa Continua	Balanza Seca 769
		Talla	Control	Control	Cuantitativa Continua	Tallímetro Seca 769
		IMC	Control	Control	Cuantitativa Continua	Razón (Kg/m <sup>2</sup> )
	<b>Socioeconómicas</b>	Cantidad de familiares	Extrañas	Extrañas	Cuantitativa Discreta	Entrevista
		Nivel educacional	Extrañas	Extrañas	Cualitativa Ordinal	Entrevista
		Ingreso mensual familiar	Extrañas	Extrañas	Cualitativa Ordinal	Entrevista
	<b>Manifestaciones de OA</b>	Limitación de la marcha	Independiente	Independiente	Cualitativa Ordinal	Calificador CIF
		Clasificación radiológica de OA	Independiente	Independiente	Cualitativa Ordinal	Escala de Kellgren & Lawrence
	<b>PETM</b>	Cadencia	Dependiente	Dependiente	Cuantitativa Continua	Acelerómetro triaxial G-Sensor.
		Velocidad	Dependiente	Dependiente	Cuantitativa Continua	Acelerómetro triaxial G-Sensor.
		Duración Fase Apoyo Monopodal	Dependiente	Dependiente	Cuantitativa Continua	Acelerómetro triaxial G-Sensor.
		Longitud de Zancada	Dependiente	Dependiente	Cuantitativa Continua	Acelerómetro triaxial G-Sensor.

## Anexo N°18: Autorización para reproducción Sibumce.

### Anexo 1: AUTORIZACIÓN PARA REPRODUCCION SIBUMCE

Se solicita esta autorización a los autores de la investigación con el fin de alojar y publicar el trabajo en el Repositorio Digital SIBUMCE, a fin de dar libre acceso electrónico a las tesis, memorias y seminarios generados en la UMCE y así contribuir a su difusión, preservación digital y mayor visibilidad en la comunidad académica y público interesado.



UNIVERSIDAD METROPOLITANA DE CIENCIAS DE LA EDUCACION  
SISTEMA DE BIBLIOTECAS – DIRECCION DE INVESTIGACION



#### IDENTIFICACION DE TESIS/INVESTIGACION

Título de la tesis,  
memoria o seminario: Evaluación de los parámetros espaciotemporales de la  
marcha en \_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_ mujeres con artrosis de rodilla \_\_\_\_\_

Fecha: 15 enero 2019.

Facultad: Facultad de Artes y Educación Física.

Departamento: Educación Física.

Carrera: \_\_\_\_\_

Título y/o grado: Doctorado en ciencias de la motricidad humana.

Profesor guía/patrocinante: Esteban Ariel Aedo Muñoz

#### AUTORIZACIÓN

Autorizo a través de este documento, la reproducción total o parcial de este trabajo de investigación para fines académicos, su alojamiento y publicación en el repositorio institucional SIBUMCE del Sistema de Bibliotecas UMCE.

James Sepúlveda S.

Nombre/Firma

Esteban Aedo M.

Nombre/Firma

Nombre/Firma

Nombre/Firma

Nombre/Firma

Nombre/Firma

Santiago de Chile, 15 de Enero 2019.

## Anexo N°19. Variables socioeconómicas de la muestra.

<b>Nivel educacional</b>	<b>Recuento (N)</b>	<b>% Relativo</b>
Sin educación	1	1,0%
Educación básica incompleta	29	29,3%
Educación básica completa	8	8,1%
Educación media incompleta	20	20,2%
Educación media completa	28	28,3%
Educación técnica incompleta	1	1,0%
Educación técnica completa	8	8,1%
Educación universitaria incompleta	2	2,0%
Educación universitaria completa	2	2,0%
<b>Total</b>	<b>99</b>	<b>100,0%</b>

<b>Ingreso Mensual Familiar</b>	<b>Recuento n</b>	<b>% relativo</b>
Menos de \$100.000	5	5.1%
\$100.000 a \$200.000	11	11.1%
\$200.000 a \$300.000	21	21.2%
\$300.000 a \$400.000	24	24.2%
\$400.000 a \$500.000	15	15.2%
\$500.000 a \$750.000	16	16.2%
\$750.000 a \$1.000.000	4	4.0%
Más de \$1.000.000	3	3.0%
<b>Total</b>	<b>99</b>	<b>100,0%</b>

<b>Cantidad Familiares en hogar</b>	<b>Frecuencia</b>	<b>Porcentaje</b>	<b>Porcentaje válido</b>	<b>Porcentaje acumulado</b>
<b>0</b>	9	9,1	9,1	9,1
<b>1</b>	19	19,2	19,2	28,3
<b>2</b>	24	24,2	24,2	52,5
<b>3</b>	13	13,1	13,1	65,7
<b>4</b>	15	15,2	15,2	80,8
<b>5</b>	9	9,1	9,1	89,9
<b>6</b>	6	6,1	6,1	96,0
<b>7</b>	2	2,0	2,0	98,0
<b>8</b>	1	1,0	1,0	99,0
<b>9</b>	1	1,0	1,0	100,0
<b>Total</b>	99	100,0	100,0	

## Anexo N°20: Prueba de homogeneidad de las variables.

Prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra					
		Cadencia	Velocidad	Duración fase apoyo monopodal	Longitud Zancada
<b>N</b>		99	99	99	99
Parámetros normales <sup>a,b</sup>	Media	113,0367	1,0759	39,1570	1,1430
	Desviación típica	9,77796	,16694	2,34834	,12462
Diferencias más extremas	Absoluta	,076	,049	,080	,083
	Positiva	,067	,049	,074	,083
	Negativa	-,076	-,046	-,080	-,036
Z de Kolmogorov-Smirnov		,756	,490	,794	,829
Sig. Asintót. (bilateral)		,617	,970	,555	,498
a. La distribución de contraste es la Normal					
b. Se han calculado a partir de los datos.					

•

## Anexo N°21: Coeficiente correlación intraclase de cadencia.

Coeficiente de correlación intraclase

	Correlación intraclase <sup>a</sup>	Intervalo de confianza 95%		Prueba F con valor verdadero 0			
		Límite inferior	Límite superior	Valor	gl1	gl2	Sig.
Medidas individuales	,977 <sup>b</sup>	,966	,985	87,045	98	98	,000
Medidas promedio	,989 <sup>c</sup>	,983	,992	87,045	98	98	,000

Modelo de efectos mixtos de dos factores en el que los efectos de las personas son aleatorios y los efectos de las medidas son fijos.

a. Coeficientes de correlación intraclase de tipo C utilizando una definición de coherencia, la varianza inter-medidas se calcula como la varianza del denominador.

b. El estimador es el mismo, ya esté presente o no el efecto de interacción.

c. Esta estimación se calcula asumiendo que no está presente el efecto de interacción, ya que de otra manera no es estimable.

## Anexo N°22: Coeficiente correlación intraclase de velocidad.

Coeficiente de correlación intraclase

	Correlación intraclase <sup>a</sup>	Intervalo de confianza 95%		Prueba F con valor verdadero 0			
		Límite inferior	Límite superior	Valor	gl1	gl2	Sig.
Medidas individuales	,970 <sup>b</sup>	,955	,979	64,740	98	98	,000
Medidas promedio	,985 <sup>c</sup>	,977	,990	64,740	98	98	,000

Modelo de efectos mixtos de dos factores en el que los efectos de las personas son aleatorios y los efectos de las medidas son fijos.

a. Coeficientes de correlación intraclase de tipo C utilizando una definición de coherencia, la varianza inter-medidas se calcula como la varianza del denominador.

b. El estimador es el mismo, ya esté presente o no el efecto de interacción.

c. Esta estimación se calcula asumiendo que no está presente el efecto de interacción, ya que de otra manera no es estimable.

## Anexo N°23: Coeficiente correlación intraclase duración de fase de apoyo monopodal.

Coeficiente de correlación intraclase

	Correlación intraclase <sup>a</sup>	Intervalo de confianza 95%		Prueba F con valor verdadero 0			
		Límite inferior	Límite superior	Valor	gl1	gl2	Sig.
Medidas individuales	,930 <sup>b</sup>	,898	,953	27,676	98	98	,000
Medidas promedio	,964 <sup>c</sup>	,946	,976	27,676	98	98	,000

Modelo de efectos mixtos de dos factores en el que los efectos de las personas son aleatorios y los efectos de las medidas son fijos.

a. Coeficientes de correlación intraclase de tipo C utilizando una definición de coherencia, la varianza inter-medidas se calcula como la varianza del denominador.

b. El estimador es el mismo, ya esté presente o no el efecto de interacción.

c. Esta estimación se calcula asumiendo que no está presente el efecto de interacción, ya que de otra manera no es estimable.

## Anexo N°24: Coeficiente correlación intraclase de longitud de zancada.

Coeficiente de correlación intraclase

	Correlación intraclase <sup>a</sup>	Intervalo de confianza 95%		Prueba F con valor verdadero 0			
		Límite inferior	Límite superior	Valor	g11	g12	Sig.
Medidas individuales	,970 <sup>b</sup>	,955	,979	64,632	98	98	,000
Medidas promedio	,985 <sup>c</sup>	,977	,990	64,632	98	98	,000

Modelo de efectos mixtos de dos factores en el que los efectos de las personas son aleatorios y los efectos de las medidas son fijos

a. Coeficientes de correlación intraclase de tipo C utilizando una definición de coherencia, la varianza inter-medidas se excluye de la varianza del denominador.

b. El estimador es el mismo, ya esté presente o no el efecto de interacción.

c. Esta estimación se calcula asumiendo que no está presente el efecto de interacción, ya que de otra manera no es estimable.

## Anexo N°25: Diferencias de medias de la cadencia y calificador CIF.

### Cadencia.

Tukey B <sup>a,b</sup>

Severidad CIF	n	Subconjunto para alfa = .05	
		1	2
4,00	7	104,1186	
3,00	38	111,4082	111,4082
1,00	18		114,0933
2,00	35		116,2363

Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

- Usa el tamaño muestral de la media armónica = 15,792.
- Los tamaños de los grupos no son iguales. Se utilizará la media armónica de los tamaños de los grupos. Los niveles de error de tipo I no están garantizados.

## Anexo N°26: Diferencias medias de velocidad y calificador CIF.

### Velocidad.

Tukey B <sup>a,b</sup>

Calificador CIF	n	Subconjunto para alfa = .05	
		1	2
4,00	7	,8914	
1,00	18		1,0656
3,00	38		1,0718
2,00	35		1,1174

Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

- a. Usa el tamaño muestral de la media armónica = 15,792.
- b. Los tamaños de los grupos no son iguales. Se utilizará la media armónica de los tamaños de los grupos. Los niveles de error de tipo I no están garantizados.

## Anexo N°27: Diferencias de medias duración fase apoyo monopodal y calificador CIF.

**Duración Apoyo Monopodal (% Ciclo de Marcha)**  
 Tukey B <sup>a,b</sup>

Calificador CIF	n	Subconjunto para alfa = .05
		l
1,00	18	38,9836
3,00	38	39,0432
4,00	7	39,2286
2,00	35	39,4193

Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

- a. Usa el tamaño muestral de la media armónica = 15,792.
- b. Los tamaños de los grupos no son iguales. Se utilizará la media armónica de los tamaños de los grupos. Los niveles de error de tipo I no están garantizados.

## Anexo N°28: Diferencias de medias de longitud de zancada y calificador CIF.

### Longitud Zancada.

Tukey B <sup>a,b</sup>

Severidad CIF	n	Subconjunto para alfa = .05	
		1	2
4,00	7	1,0371	
1,00	18	1,1206	1,1206
3,00	38		1,1549
2,00	35		1,1551

Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

- Usa el tamaño muestral de la media armónica = 15,792.
- Los tamaños de los grupos no son iguales. Se utilizará la media armónica de los tamaños de los grupos. Los niveles de error de tipo I no están garantizados.

## Anexo N°29: Diferencias de medias de cadencia y escala de K&L.

**Cadencia**

Tukey B <sup>a,b</sup>

Escala K&L	n	Subconjunto para alfa = .05
		1
1	24	110,3792
0	15	112,7053
2	22	113,3268
3	20	114,2720
4	18	115,1289

Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

- a. Usa el tamaño muestral de la media armónica= 19,279.
- b. Los tamaños de los grupos no son iguales. Se utilizará la media armónica de los tamaños de los grupos. Los niveles de error de tipo I no están garantizados.

## Anexo N°30: Diferencias de medias de la velocidad y escala de K&L.

### Velocidad.

Tukey B <sup>a,b</sup>

Escala K&L	n	Subconjunto para alfa = .05
		1
4	18	1,0567
3	20	1,0610
0	15	1,0747
1	24	1,0796
2	22	1,1018

Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

- a. Usa el tamaño muestral de la media armónica = 19,279.
- b. Los tamaños de los grupos no son iguales. Se utilizará la media armónica de los tamaños de los grupos. Los niveles de error de tipo I no están garantizados.

## Anexo N°31: Diferencias de medias de duración de apoyo escala de K&L

### Duración Apoyo Monopodal (% Ciclo de Marcha)

Tukey B <sup>a,b</sup>

Escala K&L	n	Subconjunto
		para alfa = .05
1	24	38,7773
2	22	38,9302
0	15	39,0797
3	20	39,2903
4	18	39,8569

Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

- Usa el tamaño muestral de la media armónica = 19,279.
- Los tamaños de los grupos no son iguales. Se utilizará la media armónica de los tamaños de los grupos. Los niveles de error de tipo I no están garantizados.

## Anexo N°32: Diferencias de medias de la longitud de zancada y escala de K&L.

### Longitud Zancada

Tukey B<sup>a,b</sup>

Escala K&L	n	Subconjunto
		para alfa = .05
4	18	1,1042
3	20	1,1113
0	15	1,1470
2	22	1,1657
1	24	1,1754

Se muestran las medias para los grupos en los subconjuntos homogéneos.

- Usa el tamaño muestral de la media armónica = 19,279
- Los tamaños de los grupos no son iguales. Se utilizará la media armónica de los tamaños de los grupos. Los niveles de error de tipo I no están garantizados.

## Anexo N°33: Pruebas de contraste de las varianzas.

### Coeficientes de los contrastes

Contraste	Valor Mayor RX				
	0	1	2	3	4
1	8	-2	-2	-2	-2

### Pruebas para los contrastes

		Contraste	Valor del contraste	Error típico	t	gl	Sig. (bilateral)
Cadencia	Asumiendo igualdad de varianzas	1	-4,5711	22,06766	-,207	94	,836
	No asumiendo	1	-4,5711	27,25951	-,168	17,125	,869
Velocidad	Asumiendo igualdad de varianzas	1	-,0008	,38073	-,002	94	,998
	No asumiendo	1	-,0008	,31440	-,003	23,924	,998
Duración Apoyo Monopodal 1 (%CM)	Asumiendo igualdad de varianzas	1	-1,0721	5,31217	-,202	94	,840
	No asumiendo	1	-1,0721	4,75790	-,225	21,316	,824
Longitud Zancada	Asumiendo igualdad de varianzas	1	,0630	,27759	,227	94	,821
	No asumiendo	1	,0630	,19650	,320	30,185	,751