

# Universitat de València

Facultat de Medicina i Odontologia

Departament d' Anatomia i Embriologia Humana



## **Análisis biomecánico de las actividades de subir y bajar escaleras en personas con patologías de rodilla**

**TESIS DOCTORAL**

Luis Garcés Pérez

Licenciado en Medicina y Cirugía

Directores:

Dr. Daniel Sánchez Zuriaga

Dr. José María Baydal Bertomeu

**2016**





Dr. Daniel Sánchez Zuriaga, profesor de Valencia, profesor Contratado Doctor del Departamento de Anatomía y Embriología Humana de la Universidad de Valencia,

**CERTIFICA:**

Que el presente trabajo titulado **“Análisis biomecánico de las actividades de subir y bajar escaleras en personas con patologías de rodilla”** ha sido realizada bajo mi dirección por D. Luis Garcés Pérez.

Dicho trabajo está concluido y reúne, a mi juicio, las condiciones para ser leído y defendido públicamente ante el tribunal correspondiente, para optar al título de Doctor por la Universidad de Valencia.

Y para que así conste, en cumplimiento de las disposiciones vigentes, extiendo el presente certificado en Valencia el 16 de diciembre de 2016.

Fdo. Daniel Sánchez Zuriaga



Dr. José María Baydal Bertomeu, investigador del Instituto de Biomecánica de Valencia,

CERTIFICA que la presente Tesis Doctoral titulada **“Análisis biomecánico de las actividades de subir y bajar escaleras en personas con patologías de rodilla”** ha sido realizada bajo mi dirección por D. Luis Garcés Pérez y en ella se reflejan fielmente los datos y resultados obtenidos.

Una vez redactada ha sido revisada y la encuentro conforme para que se presente a la Comisión que se designe para aspirar al título de Doctor, autorizando por ello su defensa.

Y para que así conste, en cumplimiento de las disposiciones vigentes, extiendo el presente certificado en Valencia el 16 de diciembre de 2016.



Fdo. José María Baydal Bertomeu





Departament d' Anatomia i Embriologia Humana. Facultat de Medicina i Odontologia.  
Universitat de València.

Programa: Medicina-Departament d' Anatomía.

**Análisis biomecánico de la actividades de subir y bajar  
escaleras en personas con patologías de rodilla**

**TESIS DOCTORAL**

Luis Garcés Pérez

Licenciado en Medicina y Cirugía

Directores:

Dr. Daniel Sánchez Zuriaga

Dr. José María Baydal Bertomeu

**Valencia, 2016**





# Agradecimientos

Al Instituto de Biomecánica de Valencia por estos años de trabajo, aprendizaje y mucho más. Ha sido un tiempo de madurar, de crecer en un ambiente profesional y humano, y que me ha aportado muchísimo a todos los niveles. Con un cariño especial, a los compañeros de la línea de Valoración Biomecánica del IBV, a los que debo los conocimientos y el impulso de comienzo a fin de esta tesis doctoral.

Al Dr. José María Baydal, director del proyecto y la tesis doctoral, porque siempre me ha proporcionado las herramientas necesarias para entender la Biomecánica y es mi referente en cuanto a la colaboración entre ingenieros y clínicos.

Al Dr. Daniel Sánchez, director de tesis, que me ha guiado en el camino del doctorado apoyándome en todo momento y cuya experiencia y conocimientos nos han permitido sortear las dificultades que hemos ido encontrando.

A los Dres. Aleixandre Cortés, Enrique Viosca y Vicente Sanchis y sus colaboradores por sus aportaciones y ayuda para reclutar los pacientes con patología.

A los compañeros del Laboratorio de Análisis de Movimientos del Hospital de Hvidovre (Dinamarca) por acogerme durante parte de la escritura de la tesis.

A todos los voluntarios y participantes en los distintos niveles durante proceso de medida.

A mis padres y hermano, que han sido y siguen siendo el apoyo constante en todos mis proyectos. Siempre cerca de mí allí donde me encuentre.

A mi mujer e hija, que ahora son mis mejores compañeras de viaje y con quienes seguiremos alcanzando todas las metas que nos propongamos juntos.



# Resumen

La patología de la rodilla produce discapacidad para las actividades de la vida diaria, lo cual supone un reto médico, social y económico creciente. Es necesario contar con mejores herramientas de valoración con la finalidad de evaluar los nuevos tratamientos y protocolos, orientar mejor los programas para cada paciente y hacerlos más eficaces y eficientes. Las técnicas biomecánicas se utilizan para la valoración funcional de las personas con patologías de rodilla.

El objetivo del trabajo es mejorar el conocimiento sobre las repercusiones funcionales que produce la patología de rodilla en las actividades de subir y bajar escaleras. Para ello se ha desarrollado un protocolo de valoración que utiliza fotogrametría y plataformas dinamométricas. Se valoraron 95 sujetos: 58 en el grupo control (GC) y 40 con diversas patologías de rodilla (GP). Se realizó una reducción de variables con factores principales y se analizaron las diferencias entre ambos grupos. Posteriormente, la observación de distintos patrones llevó a agrupar a los pacientes del GP en subgrupos con patología relacionada. A partir de sus diferencias con el GC se establecieron las características de 4 patrones de alteración funcional: *Meniscopatía*, *Ligamentoplastia*, *Femoropatelar* y de *Elevada alteración funcional*.

En los resultados se observa que el GP mostró diferencias significativas con el GC en los 4 factores analizados al subir escaleras. El GP presentó: mayor tiempo de apoyo, menores ángulos principales de apoyo y de oscilación, menor ángulo secundario de oscilación, menores fuerzas verticales de apoyo y despegue, mayor fuerza de oscilación y menores momentos externos aductores y extensor de apoyo. En la prueba de bajar escaleras, se observaron diferencias significativas en 4 de 5 factores entre los grupos, y el GP mostró: mayor tiempo de apoyo, menores ángulos principales y secundarios, menores fuerzas verticales de apoyo, mayor fuerza de oscilación y menores momentos aductores y flexo-extensores. En el patrón *Meniscopatía* se detectó una afectación predominante en la fase de descarga del peso al bajar escaleras. El patrón *Ligamentoplastia* mostraba una afectación predominante al subir escaleras. En el patrón *Femoropatelar* destacaba la disminución de los picos de momentos extensores y

aductores en ambas pruebas. El patrón de *Elevada afectación funcional* presentaba importante afectación a todos los niveles.

La metodología de valoración de las actividades de subir y bajar escaleras mediante técnicas biomecánicas permite analizar de manera repetible, objetiva y cuantitativa la repercusión funcional de la patología de rodilla en estas actividades. La descripción de 4 patrones de afectación característicos pretende ayudar a la interpretación de los registros en los campos de la Valoración Funcional Biomecánica y la Rehabilitación.

# Resum

La patologia del genoll produeix discapacitat per a les activitats de la vida diària, la qual cosa suposa un repte mèdic, social i econòmic creixent. És necessari comptar amb millors ferraments de valoració amb la finalitat d'avaluar els nous tractaments i protocols, orientar millor els programes per a cada pacient i fer-los més eficaços i eficients. Les tècniques biomecàniques s'utilitzen per a la valoració funcional de les persones amb patologies de genoll.

L'objectiu del treball és millorar el coneixement sobre les repercussions funcionals que produeix la patologia de genoll en les activitats de pujar i baixar escales. S'ha desenvolupat un protocol de valoració que utilitza fotogrametria i plataformes dinamomètriques. Es van valorar 95 subjectes, 58 en el grup control (GC) i 40 amb diverses patologies de genoll (GP). Es va realitzar una reducció de variables amb factors principals. Es van analitzar les diferències entre el GC i el GP. Posteriorment, l'observació de distints patrons va portar a agrupar als pacients del GP en subgrups amb patologia relacionada. A partir dels seues diferències amb el GC van establir-se les característiques de 4 patrons d'alteració funcional: *Meniscopatia*, *Ligamentoplàstia*, *Femoropatelar* i *d'Elevada alteració funcional*.

Als resultats s'observa que el GP presentava diferències significatives amb el GC en els 4 factors analitzats al pujar escales. El GP va presentar major temps de suport, menors angles principals de càrrega i d'oscil·lació, menor angle secundari d'oscil·lació, menors forces verticals de càrrega i enlairament, major força d'oscil·lació i menors moments externs adductors i extensor de càrrega. Al baixar escales s'observaren diferències significatives en 4 dels 5 factors entre els grups. El GP va mostrar menor temps de suport, menors angles principals i secundaris, menors forces verticals de recolzament, major força d'oscil·lació i menors moments adductors i flexo-extensors. Al patró *Meniscopatia* es va mostrar una alteració predominant en la fase de descàrrega del pes al baixar escales. El patró *Ligamentoplàstia* mostrava una afectació predominant al pujar escales. Al patró *Femoropatelar* destacava la disminució del pics de moments extensors i adductors en ambdues proves. El patró *d'Elevada afectació funcional* presentava alteracions importants a tots els nivells.

La metodologia de valoració de les activitats de pujar i baixar escales per mitjà de tècniques biomecàniques permet analitzar de manera repetible, objectiva i quantitativa la repercussió funcional de la patologia de genoll en aquestes activitats. La descripció de 4 patrons d'afectació característics pretén ajudar a la interpretació dels registres en els camps de la Valoració Funcional Biomecànica i la Rehabilitació.

# Abstract

The pathology of the knee causes disability for activities of daily living, which has become a growing medical, social and economic challenge. It is necessary to have better assessment tools in order to evaluate new treatments and protocols, set programs for each patient and make them more effective and efficient. Biomechanical techniques are used for functional assessment of subjects with knee pathologies.

The objective of the study is to improve the knowledge about the functional consequences caused by knee pathology in walking up and down stairs. A new assessment protocol using photogrammetry and force platforms has been developed. 95 subjects were evaluated: 58 in the control group (CG) and 40 with various pathologies of knee (PG). A reduction of variables with principal factors was performed. The differences between the CG and PG were analyzed. Subsequently, the observation of different impaired movement patterns led to divide the PG into subgroups with related pathology. 4 functional impairment patterns were established from its differences with the CG: *Meniscopathy*, *Ligamentoplasty*, *Patellofemoral* and *High functional impairment*.

The results show that the PG has significant differences with the CG in the 4 factors during stair ascent. CG showed a longer stance time, lower primary angles at loading response and swing, lower secondary swing angle, lower picks in vertical forces at loading response and push-off, higher vertical force in midstance and lower picks of external adductor and extensor moments. During stair descent, significant differences were observed in 4 of 5 factors between the groups. The PG showed longer stance time, lower primary and secondary angles, lower vertical forces at loading response, increased midstance force and lower external adductor and flexo-extensor moments. In the *Meniscopathy* pattern there was a predominant impairment in the loading phase during stair descent. The *Ligamentoplasty* pattern showed a predominant impairment during stair ascent. *Patellofemoral* pattern highlighted lower extensor and adductor moment peaks in both tests. The *High functional impairment* pattern had an important impairment at all levels.

The assessment methodology in the activities of walking up and down stairs using biomechanical techniques is a repeatable, objective and quantitative way to measure the impact of knee pathology in these activities. The description of 4 movement patterns aims to help in the interpretation of the tests in the fields of Clinical Functional Biomechanics and Rehabilitation.



# Índice General

1. Introducción .....	27
1.1. Origen del trabajo.....	27
1.2. Antecedentes .....	28
1.3. Técnicas de valoración de la patología de rodilla .....	36
1.4. Introducción a la biomecánica de la rodilla.....	51
1.4.1. Biomecánica articular.....	51
1.4.2. Movimientos y fuerzas en la rodilla .....	57
1.4.3. Valoración de la rodilla en distintos gestos funcionales .....	62
1.4.4. Análisis de las actividades de subir y bajar escaleras.....	67
1.5. Alteraciones biomecánicas de las patologías de rodilla .....	75
1.6. Problemas y necesidades detectados .....	83
1.7. Objetivos y plan de trabajo.....	85
1.7.1. Objetivos .....	85
1.7.2. Plan de trabajo.....	86
2. Material y métodos.....	88
2.1. Diseño experimental.....	89
2.1.1. Selección de la muestra de estudio.....	89
2.1.2. Tamaño de la muestra de estudio .....	92
2.1.3. Aspectos éticos del estudio .....	92
2.1.4. Medios experimentales.....	93
2.1.5. Procedimiento de ensayo.....	99
2.2. Modelo biomecánico .....	104
2.2.1. Requerimientos del modelo.....	105
2.2.2. Parametrización.....	106
2.3. Tratamiento de los datos .....	121

2.3.1. Análisis exploratorio de los datos y estudio de repetibilidad de la medida.....	121
2.3.2. Descripción de la muestra .....	123
2.3.3. Análisis de la influencia de los factores antropométricos en las variables biomecánicas .....	123
2.3.4. Análisis comparativo de las variables biomecánicas entre los grupos de estudio...	124
2.3.5. Reducción de variables y análisis comparativo de los factores de estudio entre los grupos.....	125
2.3.6. Estudio comparativo entre los subgrupos de patología .....	126
3. Resultados .....	129
3.1. Descripción de la muestra .....	129
3.2. Análisis exploratorio de los datos .....	130
3.3. Estudio de repetibilidad del método.....	131
3.4. Análisis de la influencia de los factores antropométricos en las variables biomecánicas .....	133
3.5. Análisis comparativo de las variables biomecánicas entre los grupos de estudio.....	134
3.5.1. Análisis de la prueba de subir escaleras .....	134
3.5.2. Análisis de la prueba de bajar escaleras .....	138
3.6. Reducción de variables y análisis comparativo de los factores principales entre los grupos de estudio .....	142
3.6.1. Estudio de relación de variables.....	142
3.6.2. Cálculo y denominación de los factores principales .....	145
3.6.3. Análisis comparativo entre grupos mediante factores principales .....	149
3.7. Estudio comparativo de subgrupos de patología.....	151
3.7.1. Análisis comparativo de subgrupos mediante factores principales.....	151
3.7.2. Análisis de subgrupos mediante las variables biomecánicas .....	159
3.7.3. Análisis de las variables por subgrupos .....	170
4. Discusión.....	175
4.1. Consideraciones metodológicas .....	175
4.2. Influencia de los factores antropométricos en las variables biomecánicas .....	183

4.3. Alteraciones biomecánicas en sujetos con patología .....	188
4.3.1. Alteraciones en la actividad de subir escaleras .....	188
4.3.2. Alteraciones en la actividad de bajar escaleras .....	194
4.4. Factores principales de subir y bajar escaleras.....	204
4.5. Análisis de los subgrupos y definición de patrones .....	208
4.5.1. Patrón <i>Meniscopatía</i> .....	208
4.5.2. Patrón <i>Ligamentoplastia</i> .....	211
4.5.3. Patrón <i>Femoropatelar</i> .....	214
4.5.4. Patrón de <i>Elevada Alteración Funcional</i> .....	217
4.6. Limitaciones del estudio.....	222
5. Conclusiones y líneas futuras .....	225
5.1. Conclusiones del estudio.....	225
5.2. Líneas futuras .....	226
Bibliografía .....	229
Apéndice A. Bibliografía consultada no citada.....	259
Apéndice B. Hoja informativa y consentimiento informado.....	260
Apéndice C: Resultados estadísticos complementarios .....	261
C.1. Análisis exploratorio de los datos.....	261
C. 2. Análisis de la influencia de los factores antropométricos en las variables biomecánicas .....	265
C. 3. Análisis comparativo entre grupos de estudio mediante variables biomecánicas ....	269
C. 4. Análisis comparativo entre grupos de estudio mediante factores principales .....	270
C.5. Análisis comparativo de subgrupos mediante variables biomecánicas .....	271



# Índice de figuras

<i>Figura 1: Plataforma dinamométrica. Representación gráfica del vector de fuerzas verticales y del momento externo aductor o varizante de la rodilla. ....</i>	<i>46</i>
<i>Figura 2: Representación del mecanismo de autoatornillamiento en la rodilla derecha .....</i>	<i>58</i>
<i>Figura 3: Representación tridimensional del recorrido del eje de rotación en flexo-extensión de la rodilla durante el movimiento de extensión .....</i>	<i>59</i>
<i>Figura 4: Representación de los parámetros más importantes de la gráfica del momento rotacional en el análisis cinético del salto con giro. ....</i>	<i>66</i>
<i>Figura 5: Fases del ciclo de subir escaleras.....</i>	<i>68</i>
<i>Figura 6: Valoración biomecánica de la actividad de subir escaleras .....</i>	<i>70</i>
<i>Figura 7: Fases del ciclo de bajar escaleras .....</i>	<i>72</i>
<i>Figura 8: Valoración biomecánica de la actividad de bajar escaleras.....</i>	<i>74</i>
<i>Figura 9: Configuración y medidas de la escalera.....</i>	<i>94</i>
<i>Figura 10: Escalones instrumentados.....</i>	<i>94</i>
<i>Figura 11: Configuración de las plataformas dinamométricas.....</i>	<i>96</i>
<i>Figura 12: Sistema de fotogrametría .....</i>	<i>98</i>
<i>Figura 13: Posición para la calibración.....</i>	<i>101</i>
<i>Figura 14: Representación del resultado de la digitalización de un fotograma.....</i>	<i>103</i>
<i>Figura 15: Modelo de marcadores en el miembro inferior derecho.....</i>	<i>105</i>
<i>Figura 16: Inicio y final del ciclo subir escaleras .....</i>	<i>107</i>
<i>Figura 17: Inicio y final del ciclo bajar escaleras.....</i>	<i>107</i>

<i>Figura 18: Definición del tiempo de apoyo en bajar escaleras.....</i>	<i>108</i>
<i>Figura 19: Gráficas de los ángulos de flexión-extensión en subir y bajar escaleras..</i>	<i>109</i>
<i>Figura 20. Definición del ángulo principal de apoyo al bajar escaleras. ....</i>	<i>110</i>
<i>Figura 21: Definición del ángulo principal de despegue al bajar escaleras.....</i>	<i>110</i>
<i>Figura 22: Definición del ángulo principal de oscilación al bajar escaleras.. ....</i>	<i>111</i>
<i>Figura 23: Gráficas de las fuerzas verticales normalizadas por el peso de sujetos sanos en las pruebas de subir escaleras y de bajar escaleras. ....</i>	<i>112</i>
<i>Figura 24: Definición de la fuerza vertical de apoyo en bajar escaleras.....</i>	<i>112</i>
<i>Figura 25: Definición de la fuerza vertical de oscilación en bajar escaleras.....</i>	<i>113</i>
<i>Figura 26: Definición de la fuerza vertical de despegue al bajar escaleras. ....</i>	<i>114</i>
<i>Figura 27:.. Representación vectorial del cálculo del momento de rodilla.....</i>	<i>116</i>
<i>Figura 28: Gráficas de los momentos externos de aducción en subir y bajar escaleras .....</i>	<i>117</i>
<i>Figura 29: Definición del momento medio-lateral de apoyo en bajar escaleras .....</i>	<i>117</i>
<i>Figura 30: Definición del momento medio-lateral de despegue en bajar escaleras. ...</i>	<i>118</i>
<i>Figura 31: Gráficas de los momentos de flexión-extensión en subir y bajar escaleras .....</i>	<i>119</i>
<i>Figura 32: Definición del momento flexor/extensor de apoyo en bajar escaleras. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia). ....</i>	<i>119</i>
<i>Figura 33: Definición del momento extensor de despegue en bajar escaleras .....</i>	<i>120</i>
<i>Figura 34: Gráfico comparativo de los parámetros temporales entre el GC y el GP en la prueba de subir escaleras.....</i>	<i>134</i>
<i>Figura 35: Gráfico comparativo de los ángulos de los miembros principal y secundario entre el GC y el GP en la prueba de subir escaleras. ....</i>	<i>135</i>

<i>Figura 36: Gráfico comparativo de las fuerzas verticales normalizadas entre el GC y el GP en la prueba de subir escaleras .....</i>	<i>136</i>
<i>Figura 37: Gráfico comparativo de los momentos externos normalizados en el plano frontal y sagital entre el GC y el GP en la prueba de subir escaleras.....</i>	<i>137</i>
<i>Figura 38: Gráfico comparativo de los parámetros temporales entre el GC y el GP en la prueba de bajar escaleras .....</i>	<i>138</i>
<i>Figura 39: Gráfico comparativo de los ángulos de los miembros principal y secundario entre el GC y el GP en la prueba de bajar escaleras.....</i>	<i>139</i>
<i>Figura 40: Gráfico comparativo de las fuerzas verticales normalizadas entre el GC y el GP en la prueba de bajar escaleras. ....</i>	<i>140</i>
<i>Figura 41: Gráfico comparativo de los momentos normalizados en el plano frontal y sagital entre el GC y el GP en la prueba de bajar escaleras.....</i>	<i>141</i>
<i>Figura 42: Gráfico comparativo del factor 1 de la prueba de subir escaleras (Tiempos subir) entre el GC y el GP y sus subgrupos. ....</i>	<i>152</i>
<i>Figura 43: Gráfico comparativo del factor 2 de la prueba de subir escaleras (Postura subir) entre el GC y el GP y sus subgrupos.. ....</i>	<i>152</i>
<i>Figura 44: Gráfico comparativo del factor 3 de la prueba de subir escaleras (Momento ML subir) entre el GC y el GP y sus subgrupos.....</i>	<i>153</i>
<i>Figura 45: Gráfico comparativo del factor 4 de la prueba de subir escaleras (Propulsión vertical subir) entre el GC y el GP y sus subgrupos. ....</i>	<i>153</i>
<i>Figura 46: Gráfica radial con los factores principales y los valores promedios de cada subgrupo en relación al GC en la prueba de subir escaleras. ....</i>	<i>154</i>
<i>Figura 47: Gráfico comparativo del factor 1 de la prueba de bajar escaleras (Tiempos bajar) entre el GC y el GP y sus subgrupos.....</i>	<i>155</i>
<i>Figura 48: Gráfico comparativo del factor 2 de la prueba de bajar escaleras (Postura bajar) entre el GC y el GP y sus subgrupos. ....</i>	<i>156</i>

<i>Figura 49: Gráfico comparativo del factor 3 de la prueba de bajar escaleras (Momento ML bajar) entre el GC y el GP y sus subgrupos..</i>	<i>156</i>
<i>Figura 50: Gráfico comparativo del factor 4 de la prueba de bajar escaleras (Control bajar) entre el GC y el GP y sus subgrupos.</i>	<i>157</i>
<i>Figura 51: Gráfico comparativo del factor 5 de la prueba de bajar escaleras (Amortiguación bajar) entre el GC y el GP y sus subgrupos.</i>	<i>157</i>
<i>Figura 52: Gráfica radial con los factores principales y los valores promedios de cada subgrupo en relación al GC en la prueba de bajar escaleras</i>	<i>158</i>
<i>Figura 53: Gráficas de un caso de patrón Meniscopatía en la prueba de subir escaleras.</i>	<i>160</i>
<i>Figura 54: Gráficas de un caso de patrón Meniscopatía en bajar escaleras.</i>	<i>161</i>
<i>Figura 55: Gráficas de un caso de patrón Ligamentoplastia en subir escaleras.</i>	<i>163</i>
<i>Figura 56: Gráficas de un caso de patrón Ligamentoplastia en bajar escaleras.</i>	<i>163</i>
<i>Figura 57: Gráficas de un caso de patrón Femoropatelar en subir escaleras.</i>	<i>165</i>
<i>Figura 58: Gráficas de un caso de patrón Femoropatelar en bajar escaleras.</i>	<i>165</i>
<i>Figura 59: Gráficas de un caso de patrón de Elevada Afectación Funcional en subir escaleras.</i>	<i>168</i>
<i>Figura 60: Gráficas de un caso de patrón de Elevada Afectación Funcional en bajar escaleras.</i>	<i>169</i>
<i>Figura 61: Gráfico comparativo de los parámetros temporales entre el GC y cada uno de los los subgrupos del GP en la prueba de subir escaleras.</i>	<i>170</i>
<i>Figura 62: Gráfico comparativo de los ángulos de los miembros principal y secundario entre el GC y cada uno de los subgrupos del GP en la prueba de subir escaleras.</i>	<i>171</i>
<i>Figura 63: Gráfico comparativo de las fuerzas verticales normalizadas entre el GC y cada uno de los subgrupos del GP en la prueba de subir escaleras.</i>	<i>171</i>



<i>Figura 64: Gráfico comparativo de los momentos normalizados en el plano frontal y sagital entre el GC y cada uno de los subgrupos del GP en la prueba de subir escaleras</i>	172
<i>Figura 65: Gráfico comparativo de los parámetros temporales entre el GC y cada uno de los subgrupos del GP en la prueba de bajar escaleras.</i>	173
<i>Figura 66: Gráfico comparativo de los ángulos de los miembros principal y secundario entre el GC y cada uno de los subgrupos del GP en la prueba de bajar escaleras.....</i>	173
<i>Figura 67: Gráfico comparativo de las fuerzas verticales normalizadas entre el GC y cada uno de los subgrupos del GP en la prueba de bajar escaleras..</i>	174
<i>Figura 68: Gráfico comparativo de los momentos normalizados en el plano frontal y sagital entre el GC y cada uno de los subgrupos del GP en la prueba de bajar escaleras.</i>	174



# Índice de abreviaturas

## Abreviatura Significado

<b>AVD</b>	Actividades de la vida diaria
<b>CCI</b>	Coefficiente de correlación intraclase
<b>CDP</b>	Centro de Presiones
<b>CIM</b>	Centro Instantáneo de Movimiento
<b>CM</b>	Centro de Masas
<b>EMG</b>	Electromiografía
<b>GC</b>	Grupo control
<b>GP</b>	Grupo de patología
<b>IBV</b>	Instituto de Biomecánica de Valencia
<b>IMU</b>	Sensor inercial ( <i>Inertial Motion Unit</i> , en inglés)
<b>LCA</b>	Ligamento cruzado anterior de la rodilla
<b>LCP</b>	Ligamento cruzado posterior de la rodilla
<b>LLE</b>	Ligamento lateral externo de la rodilla
<b>LLI</b>	Ligamento lateral interno de la rodilla
<b>RMN</b>	Resonancia magnética nuclear
<b>Rx</b>	Rayos X
<b>EEM</b>	Error estándar de medida
<b>EMGs</b>	Electromiografía de superficie
<b>SIB</b>	Sociedad Internacional de Biomecánica
<b>TAC</b>	Tomografía axial computarizada

# Abreviaturas de las variables biomecánicas

<b>Abreviatura</b>	<b>Variables de la prueba de subir escaleras</b>
<i>A_ppal_apo_S</i>	Ángulo principal de apoyo en subir escaleras
<i>A_ppal_osc_S</i>	Ángulo principal de oscilación en subir escaleras
<i>A_sec_apo_S</i>	Ángulo secundario de apoyo en subir escaleras
<i>A_sec_osc_S</i>	Ángulo secundario de oscilación en subir escaleras
<i>Fz_apo_S</i>	Fuerza vertical de apoyo en subir escaleras
<i>Fz_osc_S</i>	Fuerza vertical de oscilación en subir escaleras
<i>Fz_des_S</i>	Fuerza vertical de despegue en subir escaleras
<i>Mf_apo_S</i>	Momento aductor (plano frontal) de apoyo en subir escaleras
<i>Mf_des_S</i>	Momento aductor (plano frontal) de despegue en subir escaleras
<i>Ms_apo_S</i>	Momento flexo-extensor (plano sagital) de apoyo en subir escaleras
<i>Ms_des_S</i>	Momento flexo-extensor (plano sagital) de despegue en subir escaleras
<i>T_apo_S</i>	Tiempo de apoyo en subir escaleras
<i>T_ciclo_S</i>	Tiempo de ciclo en subir escaleras

## Abreviatura

## Variables de la prueba de bajar escaleras

$A_{ppal\_apo\_B}$	Ángulo principal de apoyo en bajar escaleras
$A_{ppal\_osc\_B}$	Ángulo principal de oscilación en bajar escaleras
$A_{sec\_apo\_B}$	Ángulo secundario de apoyo en bajar escaleras
$A_{sec\_osc\_B}$	Ángulo secundario de oscilación en bajar escaleras
$Fz_{apo\_B}$	Fuerza vertical de apoyo en bajar escaleras
$Fz_{osc\_B}$	Fuerza vertical de oscilación en bajar escaleras
$Fz_{des\_B}$	Fuerza vertical de despegue en bajar escaleras
$Mf_{apo\_B}$	Momento aductor (plano frontal) de apoyo en bajar escaleras
$Mf_{des\_B}$	Momento aductor (plano frontal) de despegue en bajar escaleras
$Ms_{apo\_B}$	Momento flexo-extensor (plano sagital) de apoyo en bajar escaleras
$Ms_{des\_B}$	Momento flexo-extensor (plano sagital) de despegue en bajar escaleras
$T_{apoyo\_B}$	Tiempo de apoyo en bajar escaleras
$T_{ciclo\_B}$	Tiempo de ciclo en bajar escaleras



# 1. Introducción

## 1.1. Origen del trabajo

La rodilla es la articulación más compleja del miembro inferior, la que está sometida a demandas más importantes y, en consecuencia está muy expuesta a lesiones. Además de una gran movilidad en flexo-extensión, la rodilla requiere tener una gran estabilidad, puesto que lo requieren la mayoría de las actividades funcionales que realizamos.

La función principal de la rodilla es regular la distancia del cuerpo respecto al suelo, y el ángulo de flexo-extensión es el grado de libertad que más contribuye a esta función, siendo el eje principal de movimiento. La rodilla tiene otra función importante, que es la del soporte de cargas, especialmente en apoyo monopodal. Las estructuras articulares aguantan casi todo el peso de la persona durante la fase de oscilación de la pierna contralateral, por lo que la rodilla soporta fuerzas muy importantes (1).

Teniendo en cuenta las fuerzas de inercia asociadas al peso corporal y a los impactos y desequilibrios, es evidente que la articulación de la rodilla se puede ver sometida a momentos de torsión muy grandes, especialmente cuando se realizan movimientos que implican cambios bruscos de dirección, como sucede en la práctica deportiva. Por ello, a pesar de tener una musculatura entrenada y un buen control motor, las probabilidades de lesiones en la rodilla son grandes, como demuestra la gran incidencia de lesiones en deportistas (2). La popularización de hábitos de vida saludables como el ejercicio físico ha aumentado ese tipo de patologías (3).

También en el ámbito laboral las lesiones de rodilla producen impacto social y económico debido a bajas temporales o las indemnizaciones por diversos grados de invalidez (4).

Actualmente, existen diversos métodos de estudio y valoración disponibles para obtener información sobre las patologías y su repercusión funcional en los pacientes. Sin embargo, la evaluación clínica de la patología de rodilla es compleja debido a la diversa funcionalidad que tiene esta articulación y a la multitud de manifestaciones clínicas que

presenta, como son: el dolor, la debilidad muscular, la inestabilidad articular, la limitación de la movilidad o la alteración de la propiocepción (3).

El gran número de estudios sobre la valoración biomecánica de las actividades de subir y bajar escaleras en personas con patología de rodilla que se han realizado coincidiendo con la realización de este estudio (2012-2015) enriquecen la discusión de nuestros resultados y hablan de la actualidad de este tema.



## 1.2 Antecedentes

La patología de la rodilla es una de las más frecuentes en el aparato locomotor y, en ocasiones, produce discapacidad para las actividades de la vida diaria. El deterioro de las estructuras articulares puede llevar a dolor crónico e impotencia funcional para algunas actividades de la vida diaria como andar, correr, subir y bajar escaleras o agacharse. En las primeras décadas de la vida predominan la clínica femoropatelar, la osteocondritis y los tumores; en la tercera y cuarta décadas los traumatismos; y a partir de la quinta, los procesos degenerativos (5). La popularización de hábitos de vida saludables como el ejercicio físico ha aumentado las lesiones con origen en la actividad deportiva, lo que en ocasiones aumenta a largo plazo la patología degenerativa. Las lesiones en la articulación de la rodilla son de las más frecuentes, sobre todo en deportistas ocasionales, afectando a esquiadores, futbolistas, ciclistas, corredores, baloncestistas, practicantes de artes marciales, etc. También en el ámbito laboral las lesiones de rodilla producen grandes pérdidas en las empresas debido a bajas temporales o las indemnizaciones por diversos grados de invalidez (4).

La discapacidad asociada a la patología de rodilla constituye un reto médico, social y económico cuya magnitud se espera que vaya aumentando durante el presente siglo. El envejecimiento poblacional, la mayor prevalencia de obesidad, junto con la mayor esperanza de vida hacen de las enfermedades degenerativas articulares uno de los objetivos para dotar a las presentes generaciones de mayor calidad en sus últimos años de vida, así como reducir los inmensos costes sociales y económicos asociados a la discapacidad que producen.

En este sentido, la rodilla es la articulación que con más frecuencia se ve afectada por procesos degenerativos. En ello influyen factores anatómicos, mecánicos, clínicos y genéticos (4). La influencia de las patologías de rodilla durante la vida, especialmente las traumáticas o inflamatorias, aumenta de manera significativa el riesgo de patología degenerativa. por lo que la prevención durante la juventud y la madurez es un factor clave para evitar que sea la causa de discapacidad y dependencia en la tercera edad (6).

- **Lesiones traumáticas**

La incidencia de lesiones traumáticas en la rodilla es importante, y se ha estimado, por ejemplo, que está en torno a 2,29 por cada 1000 habitantes en los EEUU. Los diagnósticos más comunes son esguinces (42.1%), contusiones (27.1%), laceraciones (10.5%), pero sólo se producen fracturas en un 4%. Éstas últimas suelen estar producidas por traumatismos de baja energía (75%), entre las que se encuentran las producidas en ancianos con hueso osteoporótico o las fracturas periprotésicas en pacientes con prótesis de rodilla. El 25% restante está producido por traumatismos de muy alta energía como los accidentes de tráfico y caídas de grandes alturas. Las fracturas dejan secuelas en algunas ocasiones: por mal alineamiento de los fragmentos, edemas óseos, mala consolidación u otras causas. Y ésto pueden dar lugar a dolor crónico y degeneración articular precoz. Los ámbitos más frecuentes en los se produjeron esos traumatismos fueron durante la realización de actividades deportivas y en actividades de tiempo libre (49.3%) y en el hogar (43.8%) (5).

En el ámbito deportivo especialmente, la rodilla es una frecuente localización de lesiones importantes, que llegan a acortar la carrera de muchos deportistas, tanto de élite como aficionados. El miembro inferior es, con diferencia, el que mayor índice de lesiones presenta frente al miembro superior, lo que hace necesario y justifica un mayor énfasis en la correcta educación física y deportiva, así como una correcta prevención de dichas lesiones. Es en este punto donde resulta importante la detección de aquellos factores de riesgo e incidir en ellos tras una correcta valoración y detección de los mismos (7).

Como se ha indicado anteriormente, las lesiones de partes blandas, como ligamentos o meniscos, son las más importantes. Tanto por su recurrencia como por sus complicaciones y tiempo tras lesión (8).

- **Roturas de ligamento cruzado anterior**

La rotura aguda del ligamento cruzado anterior (LCA) también es una lesión frecuente en la actividad deportiva y recreacional. Tienen una alta incidencia, alrededor de 0.30/1000 habitantes y año, en la población general. Esta incidencia es notablemente más alta en los deportes de contacto y aquellos que exigen pivotar sobre la rodilla, como ocurre en el fútbol, baloncesto o en el esquí. Y es que prácticamente dos tercios de las

lesiones agudas del LCA tienen un origen deportivo, afectando predominantemente a una población joven y activa (9).

En España, la Asociación Española de Artroscopia estimó en 2001 una prevalencia de 4 casos por cada 1.000 habitantes al año. Una de cada 5 artroscopias realizadas en nuestro país tendría como objetivo la reconstrucción del LCA (10).

Las rodillas con un LCA deficiente están predispuestas a sufrir nuevas lesiones y a la aparición de signos degenerativos tempranos (11).

#### ○ **Lesiones meniscales**

La rotura meniscal es una patología relativamente frecuente, con una incidencia anual de 60 -70 casos nuevos por 100.000 personas, siendo hasta cuatro veces más frecuente en hombres que en mujeres. Se pueden presentar a cualquier edad, pero su pico se concentra en una edad entre los 30 a 40 años de vida. Las roturas meniscales representan cerca del 50% de las lesiones quirúrgicas de la rodilla, siendo en global más frecuentes las del menisco interno que las del menisco externo (12).

La rotura meniscal aguda es más frecuente en deportes de contacto o en los que la rodilla pivota, como el fútbol o baloncesto. Tiene una mayor frecuencia en hombres que en mujeres (2,5/1). En las mujeres tiene mayor incidencia en la segunda década de la vida, mientras que los hombres la sufren predominantemente en la cuarta.

La asociación de roturas del LCA con lesiones meniscales varía considerablemente entre el 16 y el 82% en las roturas agudas de LCA y hasta el 96% en las crónicas.

Existe evidencia de que las roturas meniscales importantes, así como la rotura del ligamento cruzado anterior, se asocian con un aumento del riesgo de sufrir patología degenerativa de manera precoz (14,15).

#### ● **Patología femoropatelar**

El síndrome femoropatelar es una patología no degenerativa y que representa uno de los diagnósticos más frecuentes en la atención primaria, tanto pediátrica como de adultos. La prevalencia de dolor femoropatelar como la causa principal de la lesión de rodilla ha sido estimada en un 40% (12).

La máxima prevalencia de dolor femoropatelar se observa en jóvenes adolescentes activos en edades comprendidas entre los 12 y 17 años. También es alta en adultos en edades comprendidas entre los 35 y 45 años, que suelen realizar deportes intensos de manera esporádica. Se ha visto que la incidencia es mayor en mujeres que en hombres, siendo la relación mujeres-hombres de 12-7 (16).

- **Artrosis de rodilla o gonartrosis**

También en Atención Primaria, el dolor de rodilla no traumático es una causa frecuente de consulta. Sin embargo, los estudios difieren sobre la causa más frecuente de consulta por dolor de rodilla, a lo que influyen los diversos criterios diagnósticos utilizados. Unos consideran que es la bursitis anserina y otros la gonartrosis (12). Esto se debe a que haya que distinguir entre artrosis radiológica y clínica, ya que menos del 50% de la población con cambios radiológicos presenta síntomas de artrosis y más del 70% de los mayores de 50 años tienen signos radiológicos de esta enfermedad en alguna localización (13).

Y es que los seres humanos somos cada vez más longevos, gracias entre otros muchos factores, a avances en el campo de la Medicina: en la prevención y el tratamiento de muchas enfermedades. Sin embargo, a mayor edad que alcanzamos mayor probabilidad de padecer enfermedades degenerativas. Al factor de la edad también se suman en ciertas ocasiones otros factores biomecánicos o clínicos, como es el caso de lesiones o cirugías previas que hemos citado anteriormente, que aumentan la probabilidad de sufrir procesos degenerativos articulares. La artrosis degenerativa produce dolor e incapacidad a quien la padece y aumenta su grado de dependencia (4).

Se estima que la artrosis se convertirá en la cuarta causa de discapacidad en el año 2020 (17). Un 15% de la población española padece algún tipo de artrosis. Esto son más de 7 millones de personas mayores de 20 años. Su prevalencia es tres veces superior en mujeres que en hombres y su incidencia es extraordinariamente elevada entre los 60 y 70 años (4).

Además, actualmente ya representa el segundo motivo de consulta en Atención Primaria y el 15% de todas las asistencias en urgencias. Supone el 50% de las consultas relacionadas con el aparato locomotor y hasta un 80% de los pacientes han sido sometidos a pruebas diagnósticas de imagen en menos de 6 meses, lo que supone un

coste total anual para la Administración de 4.738 millones de euros (un 0,5% del PIB nacional) (6).

Es difícil saber con exactitud la prevalencia de la artrosis de rodilla, ya que los datos pueden variar según se hayan obtenido de estudios clínicos o radiológicos y en relación con los criterios empleados para definir la enfermedad, la edad y el sexo de los participantes y la articulación o articulaciones incluidas en el estudio.

Su estimación se sitúa en torno al 15% de la población mundial (17) , mientras que su prevalencia en España se estima en un 10,2%. Sin embargo, hasta un 29% de la población española de más de 60 años de edad presentaba artrosis sintomática de rodilla en 2001, es decir, con dolor, y en muchos casos también discapacidad. Esto significa casi 2 millones de pacientes con artrosis sintomática de rodilla (12).

En el caso de la artrosis de rodilla y cadera, actualmente se asume que representa la primera causa de incapacidad funcional para andar en mayores de 70 años y supone el 50% de todas las incapacidades totales. De hecho, según un estudio transversal, al 3% de pacientes con gonartrosis le habían concedido una incapacidad permanente parcial, al 4% total y a otro 4% absoluta. Otro 3% recibía algún tipo de ayuda económica directamente relacionada con la artrosis. En cuanto al dolor, el 47% de los enfermos con artrosis de rodilla manifestaron tener mucho dolor al andar por un terreno llano, y el 84, respectivamente, al subir o bajar escaleras (4).

Además, se considera que incluso el problema irá en aumento, ya que la mayor esperanza de vida y la tendencia al aumento del índice de masa corporal condicionarán un crecimiento muy significativo en la prevalencia de la artrosis en las próximas décadas (4). Los epidemiólogos el aumento de la prevalencia de la artrosis de rodilla del 1,54% en USA hasta el 2020 (17). En España se calcula que para ese año alcanzará los 2.300.000 afectados (12).

#### ○ **Tratamientos de la gonartrosis**

El abordaje de la gonartrosis es conservador de primera elección, con un adecuado tratamiento analgésico, a los que se añaden tratamientos de la Medicina Física y Rehabilitación, basados fundamentalmente en programas de ejercicios y terapias físicas. Sin embargo, a pesar de que muchos pacientes presentan incluso un dolor de moderado a severo alrededor del 14% no recibe ningún tratamiento. Y de los que sí lo reciben, el

50% está siendo tratado principalmente con paracetamol y hasta un 30% con antiinflamatorios (4). La existencia de multitud de tratamientos que no tienen un efecto demostrado de su evidencia, aconseja utilizarlos en fases sucesivas o en combinación durante la evolución de la enfermedad. Y es que, en general, carecen del necesario nivel de evidencia debido a la escasez y baja calidad de los estudios al respecto, por lo que no son aconsejados en muchas guías de práctica clínica o se consideran como de segunda elección (6).

Por otro lado, las intervenciones de artroplastia de rodilla han aumentado en número a lo largo de los últimos años. Según el informe de 2012 de la Organización para la Cooperación y el Desarrollo Económicos (OCDE), de 2000 a 2010 en España el número de prótesis de rodilla se ha doblado en los últimos 10 años. Se estima que un 12% de los enfermos con artrosis de rodilla lleva una prótesis (12).

Las artroplastias presentan un elevado número de implantes presentes en el mercado, un rápido recambio tecnológico, gran variabilidad en la práctica clínica, así como el importante impacto presupuestario derivado del aumento progresivo de su utilización y del coste relativamente elevado del procedimiento, especialmente en la cirugía de revisión donde, además, los resultados clínicos son inferiores a los de la cirugía primaria (18).

En un estudio realizado en el año 2000 se estimaba un gasto de 2.554 euros anuales por paciente en España a causa de la artrosis de rodilla y cadera (4).

En definitiva, estos datos muestran el gran coste económico y social que tiene la patología de rodilla y la necesidad de actuar sobre la evolución clínica de la enfermedad para prevenir las consecuencias para la sociedad. También es necesario contar con mejores herramientas de valoración con la finalidad de evaluar los nuevos tratamientos y orientar mejor los programas adecuados para cada paciente con el objeto de hacerlos más eficaces y eficientes.

Son multitud las aportaciones que desde el conjunto de conocimientos de la biomecánica se han realizado y se están realizando con tal de controlar dichos factores de riesgo y minimizar sus efectos sobre la salud de los deportistas. A modo de ejemplo se puede mencionar la existencia de diversos protocolos de valoración de la fuerza, del

rango articular, de la estabilidad articular, del control del equilibrio y sistemas propioceptores. Todos ellos se basan en técnicas biomecánicas (21,22).

No obstante, la valoración de la funcionalidad es compleja, dada la variedad de funciones de la articulación y la dificultad de objetivación de éstas. La objetivación de la capacidad funcional puede ayudar en buena medida a mejorar los criterios para la toma de decisiones clínicas o económicas en relación a las repercusiones funcionales que produce (19).

En los próximos puntos se realizará una introducción a las características anatómicas y funcionales de la articulación y sus principales patologías asociadas. Posteriormente se describirán los métodos habitualmente utilizados en la valoración clínica y funcional y las limitaciones asociadas cada uno de ellos.

### 1.3. Técnicas de valoración de la patología de rodilla

La valoración médico-legal de la rodilla se apoya en una serie de técnicas para apoyar al diagnóstico y para valorar la repercusión de las patologías. Además, permite estudiar las propiedades de las estructuras y su comportamiento durante los gestos funcionales, en relación a actividades de la vida diaria, laborales o deportivas. En la tabla 1.1 se clasifican las técnicas más utilizadas:

Tabla 1.1: *Técnicas de valoración de la patología de la rodilla y su funcionalidad*

#### **Técnicas de valoración de las estructuras corporales.**

##### Técnicas de imagen

- RX simple
- Ecografía
- Tomografía axial computarizada
- Resonancia Magnética Nuclear
- Gammagrafía ósea

##### Técnicas de electrodiagnóstico

#### **Técnicas de valoración de las funciones corporales**

##### Técnicas de valoración amplitud articular

- Goniómetros/electrongoniómetros
- Inclinómetros

##### Técnicas de valoración de la fuerza muscular

- Dinamómetros isométricos
- Dinamómetros isocinéticos

#### **Técnicas de valoración de las actividades**

##### Escalas de dolor

- Escala analógica visual

##### Cuestionarios específicos de valoración funcional de la rodilla

- Escala de WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Outcome Score).
- Escala de KOOS (Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score)
- Escala de Rodilla de Lysholm.
- Escala de Cincinnati.
- Escala IKDC (International Knee Documentation Committee)

##### Técnicas biomecánicas de valoración funcional

- Estudios en cadáveres
- Modelos virtuales
- Técnicas cinéticas:
  - Plataformas dinamométricas
  - Sensores de fuerzas en el calzado
  - Plataformas de presiones
  - Plantillas de presiones
- Técnicas cinemáticas:
  - Sistemas de fotogrametría
  - Goniómetros/electrongoniómetros
  - Inclinometría
  - Sistemas de ultrasonidos
- Técnicas fisiológicas:
  - Técnicas electromiográficas
  - Análisis consumo metabólico



## **Técnicas de valoración de las estructuras corporales**

Son métodos de diagnóstico médico que permiten, valorar las estructuras anatómicas sin necesidad de procedimientos invasivos en términos generales. La interpretación de las imágenes la realiza personal médico, ayudando a establecer el diagnóstico en relación a la clínica y la exploración física del sujeto.

- **Radiografía simple**

La radiografía simple es el paso inicial en la valoración radiológica de la rodilla debido a su disponibilidad, rapidez, baja exposición a radiaciones y coste razonable. Tienen buena resolución espacial y contraste de las estructuras óseas pero, por otra parte, definen mal las estructuras blandas. Las estructuras óseas y algunos signos degenerativos se pueden evaluar de una manera sencilla con la radiografía simple. Esta técnica permite además observar signos secundarios a patologías de depósitos o inflamatorias (23).

- **Ecografía**

La ecografía está siendo introducida progresivamente en las consultas por ser una técnica cada vez más asequible y muy ágil para el diagnóstico. No produce radiación, ya que utiliza ultrasonidos. Es especialmente sensible para evaluar colecciones de líquido tanto intraarticulares como extraarticulares, incluyendo las bursitis o patologías musculares y tendinosas. Permite una evaluación de los tejidos blandos en movimiento y por ello ayuda al diagnóstico de muchas condiciones clínicas donde la interacción del tejido juega un papel importante, como en lesiones de ligamentos o la presencia de adherencias (23).

- **Tomografía axial computarizada**

La tomografía axial computarizada (TAC) ofrece imágenes transversales de las estructuras mediante rayos X, que luego son tratadas mediante el ordenador, lo que permite la reconstrucción en 3D de sus imágenes. Esta característica es de gran utilidad para la planificación de cirugías porque es capaz de visualizar la configuración ósea de

manera muy precisa. Sin embargo, no tiene tan buena resolución para los tejidos blandos como los ligamentos (23).

La TAC articular en movimiento permite estudiar dinámicamente la articulación al capturar imágenes secuenciadas. Esta técnica consiste en adquirir múltiples fases de un TAC en 3D y, a continuación, coger todas estas fases de las 3 dimensiones con un cierto movimiento, montarlas en una película y reproducirlas en dinámico. Por eso también es llamado TAC en 4 dimensiones. Es una técnica, aunque prometedora, está aún escasamente difundida debido a la necesidad de utilizar equipamiento de mucha potencia, y consecuentemente, alto precio (24).

- **Resonancia magnética nuclear**

La resonancia magnética nuclear (RMN) es una técnica diagnóstica de imagen que identifica con claridad pequeñas diferencias de densidad de los tejidos, siendo muy útil en tejidos blandos como ligamentos o meniscos. No expone al paciente a radiaciones al utilizar campos magnéticos. Aunque tiene un mayor coste se utiliza regularmente en el diagnóstico de la patología de rodilla (3).

En determinados casos, tanto en la TAC como en la RMN, se utilizan contrastes para realzar el perfil de las imágenes mejorando la definición de las estructuras (25).

- **Gammagrafía ósea**

La gammagrafía ósea es el método utilizado por Medicina Nuclear para obtener imágenes del esqueleto. Las imágenes obtenidas mediante isótopos valoran la función y el metabolismo tisular de órganos mediante la liberación de cantidades muy pequeñas de material radiactivo. Estos estudios son mínimamente invasivos pero son costosos por el manejo de los isótopos radiactivos. En la rodilla está indicada para ampliar el estudio ante la sospecha de patología específica grave (neoplásica, inflamatoria o infecciosa) (3).

- **Técnicas de electrodiagnóstico**

Los estudios electrodiagnósticos se usan frecuentemente en la evaluación de las enfermedades que afectan al sistema nervioso periférico o la musculatura. Estos estudios miden la integridad de la relación nervio-músculo y no ofrecen por sí mismos

un diagnóstico etiológico específico. Se utilizan para documentar miopatías, radiculopatías y para excluir neuropatías periféricas secundarias a enfermedades sistémicas. Los estudios electrodiagnósticos incluyen la valoración de la actividad eléctrica generada por las fibras musculares en reposo y durante la contracción (electromiograma) y la velocidad de los impulsos generados eléctricamente en los nervios periféricos (8).

Las técnicas radiológicas o de electrodiagnóstico nombradas aportan mucha información sobre la lesión orgánica o estructural, pero no se correlacionan directamente con la cantidad de dolor ni del estado funcional del paciente. De hecho, existe poca correlación entre los hallazgos radiográficos y el estado funcional, especialmente en el dolor crónico de rodilla (26). Esto hace aún más necesario el desarrollo de adecuados métodos de valoración funcional para establecer el impacto funcional que producen las patologías sobre las personas (27).

## **Técnicas de valoración de las funciones corporales**

Son sistemas de valoración de las funciones fisiológicas de los sistemas corporales. Se utilizan como pruebas complementarias al diagnóstico al ofrecer información sobre las deficiencias, como son las limitaciones en el balance articular o el déficit de fuerza, pero no directamente sobre la limitación en la actividad que producen (20).

### **Valoración amplitud articular**

- **Goniómetros/electrogoniómetros**

Son sistemas para la medida del ángulo formado por dos segmentos y se utilizan para medir la movilidad de las articulaciones. Los sistemas más habituales suelen ser manuales, pero también los hay electrónicos. Su sencillez de uso los hace muy útiles para su uso clínico (28).

- **Inclinómetros**

Los inclinómetros proporcionan el ángulo de inclinación del sistema respecto a la vertical. Existen sistemas específicos que utilizan el método del doble inclinómetro para la valoración de la movilidad de la rodilla entre los segmentos del muslo y la pierna.

Tienen una elevada resolución para la medida de ángulos, pero tienden a asociar problemas de fiabilidad (29).

- **Sensores inerciales**

Las unidades de medición inercial (IMUs) permiten medir la aceleración y la velocidad angular, por lo que se utilizan en aplicaciones de captura y análisis de movimiento (30).

Están compuestas por acelerómetros, giróscopos y magnetómetros. Los acelerómetros miden la aceleración lineal con que se mueve el sensor, los giróscopos la velocidad angular y los magnetómetros dan información acerca del norte magnético. Con estos tres sensores es posible estudiar el movimiento del sensor inercial completo en el plano o el espacio (31). Su uso para evaluar las alteraciones de la marcha está muy extendido en la literatura (32).

Su inclusión en consolas de videojuegos, móviles inteligentes y tabletas ha permitido desarrollar muchas aplicaciones para registrar ángulos articulares o análisis de movimiento, aunque con una precisión limitada (33). Por ello son menos utilizados que la fotogrametría para estudios científicos que requieran mayor precisión y reproducibilidad en sus resultados.

### **Valoración de la fuerza muscular**

La fuerza muscular se mide mediante dinamómetros en diferentes condiciones. Se exige la realización de la máxima fuerza posible para un determinado movimiento resistido parcial o totalmente. Se obtiene como resultado la fuerza realizada en unas determinadas condiciones y por grupos musculares, que en la rodilla corresponden a los flexores y extensores (21).

- **Dinamómetros isométricos**

La dinamometría estática o isométrica consiste en medir la fuerza o tensión ejercida contra una resistencia mayor sin desplazarla. Al utilizar dinamómetros de mano el examinador resiste el movimiento del sujeto evaluado, no permitiendo el movimiento de la extremidad.

Se suelen utilizar dinamómetros de tipo mecánico diseñados para medir un solo grupo muscular. La estandarización de la valoración isométrica exige establecer una la posición determinada del cuerpo para la medición de cada movimiento, el ángulo articular de las articulaciones implicadas (generalmente aquel en que la fuerza es máxima y las proximal y distal), el aislamiento del grupo que se va a valorar, el número de intentos, el tiempo de reposo entre intentos, las instrucciones concretas que permitan que el sujeto desarrolle la máxima fuerza y el calentamiento previo si lo hay (20)..

- **Dinamómetros isocinéticos**

La dinamometría isocinética es la técnica que estudia la fuerza muscular ejercida dinámicamente, en un rango de movimiento determinado y a una velocidad constante y programable. Para realizar un ejercicio a velocidad constante es necesario oponer una resistencia variable al movimiento que se ejecuta (28).

Los dinamómetros isocinéticos permiten objetivar, en una gráfica, las curvas de fuerza/arco de movimiento y relacionarlos diferentes valores obtenidos, entre sí y con los de otras exploraciones; por ello, son un instrumento preciso para la evaluación de la función muscular y valoración articular (34).

Diversos índices de fuerza isocinética, bilateral y unilateral, de la rodilla han sido empleados para valorar el riesgo de lesiones, la eficacia de programas de rehabilitación y si un deportista puede regresar al entrenamiento o a la competición de forma segura (21,22).

La dinamometría es de utilidad para la valoración funcional al permitirnos conocer la fuerza muscular de los movimientos analíticos de manera aislada, pero no permite valorar las actividades funcionales, en las que se integran movimientos coordinados.

## **Técnicas de valoración de las actividades**

Son métodos que miden o dan información sobre el estado funcional del sujeto, secundario a su daño o patología e integrado, a través de las actividades. La evaluación funcional es un método que describe las aptitudes y limitaciones para medir el empleo que un individuo realiza de una variedad de habilidades incluidas en el desempeño de

las tareas necesarias para la vida cotidiana, las actividades recreativas, la actuación ocupacional, las interacciones sociales y otras conductas necesarias (27).

### **Escalas de valoración funcional**

Son escalas validadas en las que la información se recoge mediante unos cuestionarios estandarizados. El formato de las escalas funcionales varía entre cuestionarios para el clínico a otros que son contestados por el mismo paciente. La información, por lo tanto, procede de las sensaciones o funcionalidad reportada por el propio paciente, la observación por parte del clínico que lo trata o los test que se le realicen al sujeto. Las hay que cubren distintos aspectos, desde el estado general de enfermedad, funcionalidad o calidad de vida hasta específicas de una determinada patología (27). Las propiedades deseables para seleccionar una escala son: que sea relevante para el paciente, que tenga validez, y que posea la habilidad de responder al cambio. La mayoría han sido desarrollados y validados en inglés, por lo que para utilizarlas en español es necesario que estén validadas en nuestro contexto lingüístico y cultural. Su mayor problema es la subjetividad que tienen las respuestas, tanto por parte del profesional como del sujeto evaluado (28).

- **Escala de dolor**

La aplicación de la Escala Visual Analógica de 10 puntos para el dolor en pacientes con patología de rodilla es utilizada clínicamente y es también citada con frecuencia en la literatura científica internacional debido a su fácil comprensión y uso (28).

- **Escalas funcionales específicas de la rodilla**

Otra fuente de información sobre el estado funcional del sujeto se basa en las sensaciones transmitidas por él mismo, complementada con alguna información clínica. Esta información se puede recoger mediante test estandarizados. Hay decenas de escalas para la valoración de la funcionalidad del miembro inferior y, entre las que se encuentran las específicas de la rodilla (35). A continuación se citan las que son más frecuentemente utilizadas para la valoración de personas con patología limitada a esta articulación.

La escala WOMAC (The Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index) es la más difundida para la gonartrosis y recoge tres aspectos fundamentales entre los que se encuentran el dolor, rigidez y función física (36). Esta escala es una de las más usadas a nivel internacional y ha sido validada en español (37).

La escala KOOS (Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score) evalúa diversos aspectos como: síntomas, entumecimiento, dolor, actividades diarias, actividades deportivas y recreacionales y calidad de vida. Ha sido validada tanto para pacientes con gonartrosis como patología traumatólogica de la rodilla, entre los que se incluyen lesiones de ligamientos o de meniscos, incluida su versión en español (38).

La escala de Lysholm es muy utilizada para la evaluación funcional de la rodilla en la reconstrucción del ligamento cruzado anterior. Esta escala clasifica la capacidad funcional subjetiva de los pacientes durante actividades de la vida cotidiana y en el deporte. Consta de ocho ítems; cojera, uso de soporte para caminar, inestabilidad, dolor, bloqueo, inflamación, capacidad para subir escaleras y capacidad para agacharse (39). Aunque el uso de la escala de Lysholm continua teniendo valor, principalmente para comparar resultados históricos, se recomienda que no debe usarse de forma aislada, sino complementarse con otras fuentes de evaluación (35).

El test IKDC fue creado por International Knee Documentation Committee con el objetivo de desarrollar un método estándar para la nomenclatura y evaluación de las lesiones de los ligamentos de la rodilla, aunque posteriormente fue validada para diversas patologías, incluyendo lesiones ligamentosas, de meniscos, lesiones cartilaginosas, artrosis y trastornos femoropatelares (40). Está dividida en dos secciones. La primera documenta el rango de movilidad, la posición de la rótula, la alineación de la rodilla y la laxitud articular. La segunda, con un componente subjetivo mayor, recoge información sobre síntomas y actividades deportivas y de la vida diaria (41).

Las escalas funcionales son de gran ayuda en la valoración funcional pero también tienen limitaciones por el elevado tiempo que tardan en pasarse y por el efecto techo. Es decir, que en niveles funcionales altos, no discriminan bien a los sujetos (35). Aunque en ocasiones incorporan algunos aspectos objetivos, tienen un gran componente subjetivo que hace que dependan en gran medida de la percepción del evaluador o del propio sujeto valorado (42).

## **Técnicas biomecánicas y de valoración funcional**

La biomecánica es un área de conocimiento interdisciplinaria que tiene por objeto el estudio de las estructuras que existen en los seres vivos, fundamentalmente del cuerpo humano, desde un punto de vista mecánico. Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias, utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía o la fisiología para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido (43,44) .

Desde la antigüedad, se han utilizado los conocimientos físicos en una gran variedad de aplicaciones incorporadas a la práctica médica. Actualmente, el desarrollo de la tecnología hace posible estudiar los procesos que intervienen en la regulación de los sistemas mediante complejos modelos matemáticos de fenómenos naturales mediante un gran número de parámetros (19).

- **Estudios en vivo o en cadáveres**

El estudio de la biomecánica comenzó con la medida de variables físicas en vivo o en cadáveres. Hoy en día aún se llevan a cabo estos estudios, que someten a fuerzas a las estructuras corporales, como los ligamentos de la rodilla, para estudiar su comportamiento físico (45).

- **Modelos biomecánicos virtuales**

Los modelos virtuales verificados representan un método eficiente para estudiar la relación entre la geometría articular, la elasticidad del tejido blando y la mecánica articular (46). Los análisis de elementos finitos permiten simular el comportamiento de las estructuras, como por ejemplo, la articulación femoropatelar (47), con los datos físicos previamente estudiados en cadáveres.

## **Técnicas de análisis cinético o de registro de cargas**

La Cinética o Dinámica es la parte de la Mecánica que se ocupa de las acciones y reacciones responsables físicas del movimiento y de sus cambios. Las técnicas instrumentales más relevantes dentro de este grupo se ocupan de la medida de fuerzas, momentos y presiones (48).



- **Plataformas dinamométricas**

El análisis cinético consiste en valorar las fuerzas en las tres coordenadas espaciales (x, y, z) a través del movimiento que generan. Una plataforma de fuerza es una placa lisa, situada en el suelo o en una tarima elevada con la que la plataforma queda enrasada, que registra el punto de aplicación y las componentes de la fuerza aplicada sobre su superficie. Las plataformas dinamométricas registran la fuerza de reacción del suelo durante el contacto. Esto proporciona información sobre la naturaleza del apoyo, la evitación de la carga con descarga en otra extremidad, las estrategias de compensación o los patrones patológicos. Es una herramienta interesante para valorar el movimiento en relación a la afectación por una patología.

Las plataformas dinamométricas incorporan transductores de fuerza para registrar y analizar las fuerzas de acción-reacción y momentos realizados por el sujeto en estudio sobre el suelo durante cualquier tipo de actividad humana que requiera el apoyo del pie en el mismo (marcha, saltos, giros, carreras, etc). Habitualmente se utilizan al menos dos plataformas dinamométricas con la intención de registrar independientemente cada una de las extremidades (20).

Cuando un miembro incide sobre una plataforma, la fuerza ejercida por el pie sobre la misma se reparte entre los captadores. A partir de las ecuaciones de equilibrio dinámico de la placa superior de la plataforma se realiza el cálculo de las tres componentes de la fuerza de reacción, las coordenadas del centro de presión vertical y el momento torson sobre la plataforma. Sin embargo, no proporcionan información sobre la distribución de las presiones en la planta del pie. El estudio de las fuerzas que actúan sobre la rodilla se realiza aplicando algoritmos de cinética inversa para calcular cómo actúan dependiendo de la posición de la articulación.

Una de sus aplicaciones más habituales de las plataformas dinamométricas es el análisis de la marcha humana; para el diseño y evaluación de ayudas técnicas a la deambulación como calzado, ortesis y prótesis. Otra posible aplicación es la valoración del equilibrio postural y sus alteraciones, observando la evolución del centro de presiones a través de la realización de diferentes pruebas de equilibrio (20).

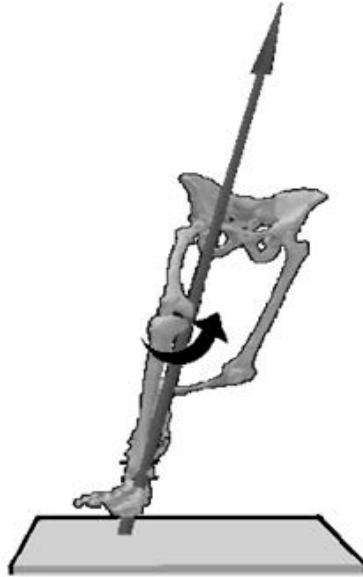


Figura 1: *Plataforma dinamométrica. Representación gráfica del vector de fuerzas verticales y del momento externo aductor o varizante de la rodilla (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).*

- **Calzado con sensores de fuerzas**

Se ha desarrollado recientemente un sistema de medición de fuerzas y momentos que va acoplado bajo el calzado. El sistema incorpora sensores inerciales además de los sensores de fuerzas, con lo que permite el estudio de la cinética con mayor libertad de movimientos que con las plataformas, siendo capaz de medir con algunos condicionantes fuera de un laboratorio. Sin embargo, éste método está en fase experimental y además, el sistema tiene un tamaño y peso añadidos al del propio calzado, lo que altera la propia valoración a realizar (49).

- **Plataformas y plantillas de presiones**

Las plataformas de presiones permiten obtener una medida de distribución de presiones o mapeado en una superficie determinada. Estas plataformas se basan en el uso de múltiples sensores capacitivos calibrados individualmente que permiten un análisis estático y dinámico de las presiones ejercidas por el pie durante su reposo y en movimiento.

Las plantillas incluyen multitud de sensores distribuidos por su superficie para captar las presiones en cada zona del pie. A diferencia de las anteriores, registran la interacción entre el pie y el calzado, permitiendo conocer cómo éste afecta al apoyo. Al disponer de un sistema que transmite los datos al ordenador, permite más libertad para utilizarlas en distintas valoraciones de campo o en actividades más complejas. Sin embargo, las presiones en el pie aportan escasa información sobre las cargas en la rodilla (50).

### **Análisis cinemático o de registro de movimientos**

La Cinemática es la parte de la Mecánica que se ocupa de la descripción del movimiento, sin atender a las causas que lo producen. Las técnicas cinemáticas miden posiciones, ángulos, velocidades y aceleraciones, a partir de las cuales se calculan otras magnitudes físicas. Las técnicas instrumentales registran la movilidad articular durante las actividades que realiza el sujeto y, permiten por ello valorar la funcionalidad (51).

- **Electrogoniómetros, Inclinómetros y sensores inerciales**

Estos instrumentos, como se ha explicado anteriormente, también se pueden utilizar para medir algunas actividades, pero su resolución y validez son limitadas (31). Si bien, esto las hace poco robustas para hacer estudios complejos o investigación, son de una aceptable resolución para poder integrarlas como sensores de la ejecución por parte del sujeto en programas de tratamiento y de ejercicio físico (29).

- **Sistemas de ultrasonidos**

Los sistemas de ultrasonidos permiten determinar con gran precisión la posición tridimensional de los marcadores activos de un modelo biomecánico. Sobre el sujeto se ubican una serie de emisores de ultrasonidos que, a modo de marcadores, envían pulsos de sonidos que son recogidos por una serie de micrófonos fijos. Son equivalentes a la fotogrametría, pero su instrumentación es más complicada (52).

- **Sistemas de fotogrametría**

Son instrumentos de captación del movimiento plano y espacial. Se basan en la utilización de dos o más imágenes del sujeto obtenidas simultáneamente desde diferentes ángulos, a partir de las cuales se genera el movimiento en el espacio. Su gran versatilidad ha hecho de ellos una técnica muy extendida, particularmente adecuada en

la realización de análisis globales o que impliquen movimientos combinados de numerosas articulaciones (53).

La fotogrametría se basa en la obtención de dos o más imágenes planas simultáneas de un sujeto u objeto, a partir de las cuales se extrae información tridimensional de las posiciones de cada punto de dicho sujeto u objeto en el instante de toma de las imágenes (54).

Para transformar las coordenadas planas en coordenadas espaciales se aplica una transformación matemática sobre las imágenes en estudio, basada en una serie de coeficientes obtenidos de la filmación de un sistema de referencia de coordenadas tridimensionales conocidas. Dicha filmación se realiza en las mismas condiciones que la del gesto en cuestión, antes o después de éste, sin modificar la posición ni la óptica de las cámaras. El algoritmo de cálculo más extendido es la Transformación Lineal Directa (DLT), que consiste en una optimización mínimo-cuadrática de los errores obtenidos en las coordenadas 3D del sistema de referencia. Para que los errores de la técnica resulten admisibles el movimiento debe tener lugar dentro de los límites marcados por el sistema de referencia (55,56).

Para la aplicación de las técnicas de fotogrametría al análisis del movimiento se asume un modelo mecánico del cuerpo humano, por ejemplo dividido por segmentos articulados (57,58). La fotogrametría permite conocer la posición espacial de las articulaciones humanas en cada instante del muestreo. A partir de estos datos, mediante procedimientos matemáticos sencillos de derivación temporal, se obtienen las velocidades y aceleraciones lineares y angulares de cualquier punto de interés del modelo para cada instante de tiempo, y es posible realizar un análisis cinemático completo del proceso (59).

La digitalización automática de imágenes de vídeo exige el empleo de marcadores especiales ubicados sobre puntos de interés del sujeto en estudio. Se utiliza un número variable de marcadores para identificar los puntos anatómicos cuyo movimiento interesa seguir. Su número y disposición dependerá de la aplicación concreta de que se trate. El tipo de marcadores empleado depende del sistema reflectante. Estos marcadores, de superficie especialmente tratada, reflejan la luz en la misma dirección en que la reciben. Por consiguiente, mediante focos situados muy cerca de las cámaras, se consigue que

resalten sobre el resto de la imagen. A través de una tarjeta de digitalización de vídeo, y con los algoritmos apropiados, se aísla e identifica cada marcador, y se calculan sus coordenadas (60). Su aplicación más usual es el análisis de la marcha humana, de actividades laborales y de deportes (19,20).

Estas técnicas están en continuo proceso de mejora para disminuir las fuentes de error, ya que se han descrito algunos factores que deben ser controlados para que el resultado de la medida no se vea afectado (55,59,61,62). Las fuentes de error que alteran la precisión de un análisis han sido clasificadas según su origen: errores instrumentales; errores del valorador y artefactos de los tejidos blandos (ATB) (63)

Los laboratorios de análisis de movimiento actuales permiten la sincronización de diversos instrumentos de medición, como son las plataformas, acelerómetros, electromiografía de superficie, electrogoniómetros o un equipo de análisis cinemático, para la realización de estudios biomecánicos más complejos (19).

### **Valoración fisiológica**

En este apartado se incluyen las técnicas que registran parámetros fisiológicos ligados con la actividad del sujeto.

- **Técnicas electromiográficas**

La electromiografía de superficie (EMGs) permite una aproximación al conocimiento de la función neuromuscular al registrar la actividad eléctrica del músculo activo. Permite estudiar la actividad muscular en acciones dinámicas, siendo aplicable al análisis biomecánico de un gesto, al análisis de la marcha, en estudios de fatiga muscular. La EMGS ofrece algunas ventajas: es incruenta y permite analizar simultáneamente distintos músculos en movimiento y en acciones de duración ilimitada. El procesado de la señal electromiográfica proporciona parámetros de amplitud y frecuencia para estudios descriptivos y comparativos. No obstante, no permite valorar la musculatura profunda y su utilización como técnica de cuantificación real de la fuerza ejercida es controvertida (64)

- **Técnicas de consumo metabólico**

La medición del consumo metabólico proporciona una información global acerca de la efectividad del movimiento o actividad realizada y es un medio de cuantificar la incapacidad fisiológica, como resultado de un movimiento patológico. Multitud de autores han realizado mediciones del consumo energético con instrumentación y técnicas distintas, por lo que resulta complicado y casi imposible comparar los resultados (7). Además esta información no es de utilidad en un gesto de corta duración como es subir o bajar escaleras.

## 1.4. Introducción a la biomecánica de la rodilla

La complejidad en la biomecánica articular de la rodilla viene dada por las diversas funciones que realiza, por lo que es importante conocer la aportación de sus estructuras para poder analizarla adecuadamente.

### 1.4.1. Biomecánica articular

La articulación de la rodilla está compuesta de diversas estructuras: óseas, musculares, ligamentosas y cartilaginosas. En esta sección se explican algunas de sus características biomecánicas particulares que dotan a la articulación de su movilidad y estabilidad.

- **Componentes óseos**

Los huesos que forman parte de la articulación de la rodilla son el fémur, la tibia y la patela o rótula.

El ángulo femorotibial, que forman los ejes del fémur y de la tibia en el plano frontal estando extendido el miembro inferior, tiende a ser obtuso abierto hacia afuera o valgo. Este ángulo de divergencia de los 2 huesos que constituyen la articulación mide, como término medio, de 170 a 177° (65).

El eje anatómico o diafisario del fémur se corresponde con la línea que une el centro de la escotadura intercondílea con el vértice del trocánter mayor. Sin embargo, biomecánicamente es muy interesante el eje mecánico o dinámico del fémur, que es la línea que une el centro de la cabeza femoral con el centro anatómico de la rodilla y el centro de la articulación tibiotarsiana. Este eje representa la línea de apoyo o gravedad de toda la extremidad inferior.

En los individuos normales, el eje mecánico o dinámico pasa por el centro de la articulación, o bien un poco por dentro (cóndilo interno), o un poco por fuera (cóndilo externo). No sucede lo mismo en las desviaciones patológicas conocidas como *genu valgum* y *genu varum*. En estos casos, la línea pasa completamente por fuera (*genu valgum*) o por dentro de la rodilla (*genu varum*), generando unos momentos sobre la articulación diferentes a los individuos con un eje mecánico más centrado.

- **Cartílagos**

El cartílago es un tejido duradero y resistente. Las principales funciones mecánicas del cartílago son: evitar la existencia de cargas puntuales entre las dos superficies en contacto de la articulación al repartirlas sobre una superficie de contacto grande, y permitir el movimiento relativo de las superficies articulares con mínima fricción y desgaste entre ellas (66).

Los defectos condrales y ulceraciones del cartílago articular que abarcan todo el espesor del cartílago muestran una capacidad casi nula de autorreparación, y cuando sucede el cartílago hialino articular que se forma es rico en colágeno tipo I o fibrocartílago en vez de colágeno tipo II, que es el que mejor absorbe los impactos. El colágeno formado es incapaz de conferir las propiedades biomecánica del cartílago articular normal (67).

- **Cápsula articular**

La cápsula articular es grande y laxa, lo que permite los movimientos amplios de la rodilla, y está unida a los meniscos. Contiene el líquido articular, que ayuda al deslizamiento de las estructuras durante el movimiento (25).

- **Meniscos.**

La falta de congruencia entre los cóndilos femorales y su superficie de apoyo sobre los patillos tibiales se compensa con la interposición de los meniscos. Su sección en forma de cuña triangular y su extensión rodeando los dos puntos de contacto de los cóndilos femorales sobre los patillos tibiales les confiere forma de semilunas y les permite aumentar la superficie de apoyo de los cóndilos, disminuyendo la presión al aumentar la superficie de carga (68).

Los meniscos transmiten en torno al 80% de la fuerza compresiva. Los cuernos posteriores soportan más del 75% de esa fuerza con la rodilla en flexión. Cuanto mayor es el ángulo de flexión de rodilla, mayores son las fuerzas que soportan los meniscos en las actividades en las que hay carga sobre el miembro (69).

A la edad avanzada, la degeneración de su matriz de colágenos y proteoglicanos es un factor importante en la etiopatogenia lesional. La lesión meniscal aguda de manera aislada se suele producir en los cambios de dirección bruscos durante la carrera al



aplicarse momentos rotacionales, varizantes, valguizantes o de extensión. Pero además también se producen lesiones meniscales asociadas frecuentemente a lesiones de LCA (70).

- **Músculos.**

Los músculos son los generadores de movimiento, pero al mismo tiempo son los estabilizadores dinámicos de la rodilla, y su función es primordial en la prevención de lesiones.

- ***Cuádriceps***

Se trata de uno de los músculos más potentes del organismo, debido a su función antigraavitatoria y tiene una especial acción durante el apoyo al subir escaleras. De hecho, en los casos de atrofia por inactividad del miembro, es el primer músculo que se afecta (7). El recto anterior es la única porción biarticular que y también actúa flexionando la cadera.

La potencia que genera el cuádriceps está en relación con el brazo de palanca, al que ayuda la rótula, permitiendo que las tracciones de éste sobre la tibia tengan lugar con un cierto ángulo de inclinación y no en sentido paralelo. El brazo de palanca es la distancia entre el CIM y el eje de la fuerza de tracción muscular. Esto condiciona que sea mayor a los 90° y disminuya progresivamente hasta ser prácticamente nulo a los 15° (71).

En el plano frontal, el ángulo Q es el resultante entre el eje del cuádriceps y el del tendón rotuliano y tiene una gran repercusión funcional porque de él depende el vector resultante de la fuerza ejercida por el músculo. Es especialmente relevante en la patología femoropatelar (3).

- **Isquiotibiales**

El bíceps femoral, el semimembranoso y el semitendinoso son tres músculos en la parte posterior del muslo, que se les conoce asociados, debido a su localización y acción común, la flexión de rodilla. Al ser biarticulares, también tienen función extensora en la cadera (72). En el plano de rotación, los semitendinoso y semimembranoso tienen función rotadora interna y el bíceps femoral externa. Otra acción es la de evitar el

desplazamiento anterior tibial, lo que les convierte en protectores de la lesión del LCA. (73).

- **Tensor de la fascia lata**

El músculo tensor de la fascia lata es también biarticular, ya que sobrepasa la cadera y rodilla, pero tiene acción sobre el plano frontal, como abductor en ambas articulaciones. En la actividad de subir escaleras su actividad es mayor que en la marcha durante las fases final del apoyo e inicio de la oscilación. Sin embargo, es menor que en la marcha en la fase de oscilación en bajar escaleras (74).

- **Sartorio**

Es un músculo biarticular. Tiene su mayor funcionalidad sobre la cadera, ayudando a la flexión, abducción y rotación externa. Sobre la rodilla actúa en la flexión y la rotación interna (68).

- **Grácil**

A pesar de ser un músculo biarticular genera su acción fundamentalmente sobre la aducción y flexión de la cadera. En la rodilla tiene una leve función rotadora interna por su inserción en la pata de ganso superficial (67).

- **Poplíteo**

La principal función de este músculo es la protección de la cápsula articular y el menisco externo para evitar su pinzamiento con la flexión de rodilla. Además de estabilizar la rodilla, también tiene una cierta acción flexora y rotadora interna (67).

- **Ligamentos**

Son estabilizadores estáticos de la rodilla y mantienen el alineamiento de las estructuras óseas, evitando las luxaciones.

- **Ligamentos laterales**

Los ligamentos laterales de la rodilla, interno (LLI) y externo (LLE), proporcionan estabilidad en el plano frontal al ser los estabilizadores estáticos primarios del valgo y varo, respectivamente. Sin embargo requieren fuerzas estabilizadoras adicionales para mantener la rodilla estable, como son las fuerzas compresivas de la rodilla, resultantes

del soporte del peso del cuerpo y las cargas aplicadas a los segmentos articulares por actividad muscular (75).

- **Ligamento cruzado anterior**

El LCA, además de estabilizar las fuerzas en valgo, se opone a los movimientos de traslación anterior y rotación interna de la tibia, movimientos que definen el concepto de estabilidad rotacional (76). Por ello, la deficiencia de LCA causa un incremento del riesgo de desarrollar gonartrosis, con el consecuente aumento de la necesidad de artroplastia total de rodilla (11,77).

El ligamento está constituido por dos bandas o fascículos principales, funcionalmente independientes y distintos: una banda anteromedial y otra posterolateral. La banda anteromedial es la principal actuación en cuanto a la limitación de la traslación anterior, fundamentalmente en valores altos de flexión. La banda PL por su parte, tiende a estabilizar la rodilla en posiciones próximas a la extensión, limitando la hiperextensión y cobrando especial importancia en la estabilización de la rotación interna-externa (68).

La aplicación de un momento rotador en posiciones de extremada flexión y especialmente, extensión son causantes de lesiones agudas de LCA (78-80). Las lesiones de ligamento cruzado anterior ocurren con mayor frecuencia con una fuerza anterior, un momento rotador interno e hiperextensión, especialmente en mujeres. La recepción en el suelo tras un salto se produce cargando la mayoría del peso sobre la pierna, en una relativa extensión de la rodilla y con el tronco lateralizado, de manera que el centro de masas está fuera de la base de sustentación. Al cargar, la rodilla se colapsa en valgo (81).

El papel que juegan los estabilizadores dinámicos del LCA es fundamental para la prevención de lesiones, de los que aún se siguen estudiando todos los factores relacionados. La contracción del cuádriceps en extensión aumenta la tensión en el ligamento, y sin embargo, la contracción de los isquiotibiales la disminuye y tendría un efecto protector sobre el ligamento (70). De esta forma, es recomendable incluir programas de fortalecimiento de isquiotibiales y de control motor de su acción en la prevención de lesiones deportivas de LCA (81).

- **Ligamento cruzado posterior**

El LCP evita el desplazamiento hacia detrás de la tibia en relación con el fémur con la rodilla en flexión, excepto en grados próximos a la extensión máxima. Su lesión aislada tiene escasa influencia en la rotación debido a que se origina en el centro de la sección de la tibia y sus brazos de palanca son mínimos para evitar la rotación axial, aunque la rotación externa tensa el ligamento (82). Sin embargo, su enrollamiento con el ligamento cruzado anterior cuando se produce rotación interna bloquea en parte ese movimiento (75,83).

Su lesión es mucho menos frecuente que la del LCA y se produce especialmente con la aplicación de una gran fuerza en sentido posterior en una posición de flexión de la rodilla, aunque también en hiperextensión (73). A 90° de flexión y en posiciones cerca de la extensión son los rangos en los que el LCP tiene más tensión y es, por tanto, más fácil su lesión (70).

- **Otros ligamentos capsulares**

Los ligamentos capsulares posterolaterales tienen un papel fundamental en la estabilidad axial de la rodilla. La rotación externa también está limitada por los ligamentos postero-laterales y el ligamento poplíteo-fibular. Los ligamentos capsulares y ligamentos colaterales son importantes estabilizadores de la rotación interna (82).

### **1.4.2. Movimientos y fuerzas en la rodilla**

La rodilla se clasifica como una articulación biaxial y bicondílea, en la cual una superficie cóncava se desliza sobre otra convexa alrededor de 2 ejes, cuyas superficies articulares son los cóndilos del fémur, la superficie rotuliana del fémur, la carilla articular de la rótula y los meniscos (67).

La articulación de la rodilla está compuesta, desde el punto de vista morfológico, por dos articulaciones secundarias: la femorrotuliana (troclear) y la femorotibial (condílea con meniscos interpuestos) (84).

La articulación femorotibial está a su vez dividida en 2 cámaras por el menisco articular: la proximal o superior, responsable de los movimientos de flexión y extensión de la pierna; y la distal o inferior, que permite los movimientos de rotación (85).

La articulación femorrotuliana constituye una articulación por deslizamiento; protege por delante el conjunto articular y; elevando al mismo tiempo al músculo cuádriceps, permite que las tracciones de este sobre la tibia tengan lugar con un cierto ángulo de inclinación y no en sentido paralelo, pues así aumenta su poder de tracción (84).

- **Ejes y grados de libertad de la rodilla**

La rodilla se puede describir biomecánicamente utilizando 3 ejes de rotación y 6 grados de libertad. Además de cada eje y plano, la rodilla tiene la posibilidad de rotar y trasladarse, a la vez, lo que le da una capacidad de hacer 12 movimientos (69).

Dos grados de libertad en el plano sagital: la rodilla puede moverse en flexión y extensión rotando sobre el eje X, y además, trasladarse hacia anterior y posterior. Otros dos grados de libertad aparecen en el plano frontal, permitiendo rotar en abducción y adducción en el eje, Y, y trasladarse hacia medial o lateral. Y en el plano transversal se establecen otros dos grados de libertad: rotar interna y externamente sobre el eje Z y trasladarse en distracción o compresión (68).

- **Eje de flexo-extensión**

El balance articular de la rodilla varía en condiciones normales entre 120 y 160 dependiendo de la posición de la cadera. También existe un movimiento de mayor extensión de la posición anatómica (69). Hasta 10° se considera fisiológico, por la laxitud de los ligamentos, pero más allá se considera un genu recurvatum, con potencial predisposición a lesiones (86).

Los movimientos se combinan entre sí, de manera que el movimiento de flexo-extensión, no es un simple movimiento de rotación sobre un eje transversal, en el plano sagital. A él se le unen simultáneamente un movimiento de rotación interna mientras se flexiona y de rotación externa mientras se extiende (69). Los últimos 15° de extensión son sincrónicos a una rotación externa, formando lo que se denomina "autoatornillamiento" de la rodilla, alcanzando la posición de máxima estabilidad, en la que existe un máximo contacto entre las superficies articulares y una máxima tensión de los ligamentos (Figura 2) (84).

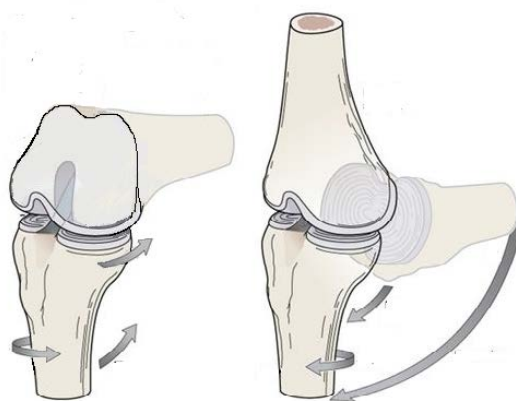


Figura 2: Representación del mecanismo de "autoatornillamiento" en la rodilla derecha. Figura izquierda: Combinación de traslación posterior y rotación interna tibiales con la flexión de rodilla. Figura derecha: Combinación de traslación anterior y rotación externa tibiales con la extensión de rodilla. (Adaptación de imagen de Latarget, 2005).

Además, hay que tener en cuenta que la rodilla presenta en extensión un valgo fisiológico de 10° entre el fémur y la tibia. Sincrónicamente con el movimiento de

flexión de la rodilla, se va perdiendo este valgo, que desaparece al estar la pierna en flexión (87).

Por otra parte, se ha hablado clásicamente de los movimientos de rotación y de rodamiento de los cóndilos sobre los platillos, dependiendo del momento cinético articular. Actualmente se utiliza el concepto de centro instantáneo de movimiento (CIM), que es el punto en que la velocidad angular es igual a 0, para un determinado movimiento.

Si vamos buscando el CIM de pequeños movimientos a todo lo largo de la flexión de la rodilla y luego unimos los puntos, obtendremos el centrodo o curva poloide (68). El CIM del movimiento deflexo-extensión se encuentra en el fémur, aproximadamente en la inserción de los ligamentos colaterales en la perpendicular al punto de contacto. Con la flexión va desplazándose dorsalmente, en una línea curva suave de concavidad craneal. Tal desplazamiento es explicable, entre otros factores, por el deslizamiento anterior sobre la tibia durante la flexión. A causa de esta variación, los diferentes grupos musculares van variando su momento en un sentido que favorece su funcionalismo.

A pesar de todo, el concepto de centrodo sólo nos habla de un plano, cuando el movimiento real se produce en tres dimensiones de forma simultánea (Figura 3).

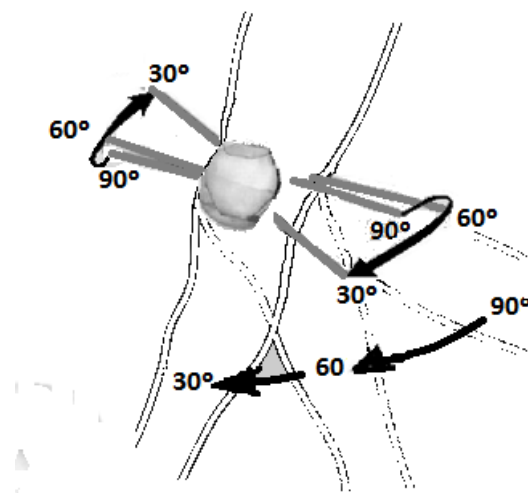


Figura 3: *Representación tridimensional del recorrido del eje de rotación en flexo-extensión de la rodilla durante el movimiento de extensión.*

- **Eje de abducción-aducción**

Otro de los grados de libertad que nos permite la rodilla es el de aducción-abducción. Este movimiento en la rodilla es muy limitado. Se estima que su amplitud es del orden de 2 a 6 grados (88), dependiendo de los autores y obedece a uno de las características del cartílago articular, que es el de ser compresible y elástico. Este grado de libertad se activa exclusivamente en presencia de cierta flexión, ya que este movimiento no es permitido por la conformación estructural de la articulación en el caso de la posición de extensión máxima (68).

Dada su limitada amplitud, queda claro que la función de este grado de libertad es más la de proporcionar cierta laxitud a la articulación que contribuir a una gran movilidad. Aunque esta función se controla de manera más bien pasiva, pero se ha hallado que la actividad muscular también cumple un papel en la estabilidad en el plano frontal de la rodilla (89).

- **Eje de rotación**

La rodilla puede realizar solamente estos movimientos de rotación cuando se encuentra en posición de flexión, pues se producen en la cámara distal de la articulación y consisten en un movimiento rotatorio de las tuberosidades de la tibia, por debajo del conjunto meniscos-cóndilos femorales. En la extensión completa de la articulación, los movimientos de rotación no pueden realizarse porque lo impide la gran tensión que adquieren los ligamentos laterales y cruzados.

La máxima movilidad rotatoria activa de la pierna se consigue con la rodilla en semiflexión de 90°. La rotación externa es siempre más amplia que la interna (4 veces mayor, aproximadamente). Los 2 ligamentos cruzados limitan el movimiento de rotación interna porque sufren un cruzamiento. Sin embargo, el movimiento de rotación externa los descruza y sólo es limitado por el ligamento lateral externo, al torcerse sobre sí mismo, y por el tono del músculo poplíteo (84).

De forma similar a la función anterior, la rotación proporciona una movilidad de los segmentos limitada pero particularmente importante, especialmente en gestos rápidos, cambios de dirección, típicos de gestos y movimientos deportivos. El control es



esencialmente pasivo. Los principales grupos musculares que regulan este movimiento son: el bíceps femoral, el semitendinoso, semimembranoso y el poplíteo.

Por último, existe una rotación axial acoplada a los movimientos de flexo-extensión de manera involuntaria e inevitable. Cuando la rodilla se extiende, el pie se mueve en rotación externa; a la inversa, al flexionar la rodilla, la pierna gira en rotación interna (84).

- **Desplazamientos en la articulación femorrotuliana**

Los movimientos de la rótula son muy complejos debido a la combinación de movimientos en los planos sagital, frontal y rotacional, además de sus traslaciones. El movimiento principal es una traslación vertical a lo largo de la garganta de la tróclea y hasta la escotadura intercondílea del fémur durante la flexión de la rodilla. La patela sufre un ascenso en la extensión y un descenso en la flexión, cuyo movimiento total equivale al doble de su longitud aproximadamente (16).

- **Fuerzas externas**

Es fundamental conocer las fuerzas que inciden sobre la rodilla para poder interpretar los resultados de la valoración funcional, ya que tienen gran influencia en los movimientos. Las fuerzas internas, producidas por las estructuras corporales como músculos o ligamentos, descritos anteriormente, generan los llamados momentos internos. Pero también existen otras fuerzas derivadas del mismo peso del cuerpo y la fuerza de reacción del suelo, que generan momentos externos, fundamentales en el movimiento y estabilidad articulares (90).

El brazo de palanca es la distancia entre el centro de rotación de la rodilla y la resultante de la fuerza de reacción del suelo. Es un factor fundamental del momento de fuerzas que sufre la articulación. En el plano frontal la fuerza resultante tiende a pasar medialmente a la articulación, por lo que produce con mayor frecuencia un momento externo aductor o varizante (Figura 1) (48). Es un factor fundamental por el que el compartimento medial de la rodilla soporta aproximadamente el 70% del peso corporal, mientras que el externo sólo el 30% (25). Las variaciones en el brazo de palanca en este plano hacia medial o lateral de forma crónica están relacionadas, entre otros factores, con el

alineamiento del miembro y tienden a provocar deformidades artrósicas en varo o valgo, respectivamente (91).

En relación al plano sagital, en la mayor parte de la fase de apoyo de la marcha o al subir y bajar escaleras el vector de fuerza pasa por detrás del eje de flexo-extensión de la rodilla, por lo que genera un momento externo flexor sobre ésta. Sin embargo, hay momentos puntuales en los que se sitúa por delante de la articulación, generando de esta forma un momento extensor sobre la articulación, como ocurre, por ejemplo, al final del apoyo en la marcha. (48).

Por último, las fuerzas de cizallamiento articular son las que se producen a través del apoyo de los cóndilos femorales sobre los platillos tibiales. El sobrepasar sus límites provoca lesiones cartilaginosas y meniscales (1).

### **1.4.3. Valoración de la rodilla en distintos gestos funcionales**

Si bien existe una amplia bibliografía científica referida al estudio del comportamiento de la rodilla en la marcha humana, otros movimientos también habituales en la actividad diaria o deportiva no están tan estudiados.

- **Análisis de la marcha**

Tanto por ser el gesto funcional más frecuente y estudiado, como por su semejanza en multitud de aspectos, es interesante partir de la valoración de la marcha para realizar el estudio de subir y bajar escaleras. Además, la valoración biomecánica de la marcha es utilizada habitualmente para ayudar al diagnóstico y el tratamiento de diversas patologías, aunque tiene mayor evidencia de utilidad en niveles funcionales bajos que en altos (92).

En el plano sagital, la rodilla comienza el ciclo de marcha con casi extensión y progresa hasta los 20 grados de flexión aproximadamente, que es el pico máximo de flexión durante la fase de apoyo. Este pico se produce en la fase de respuesta a la carga. A partir del apoyo medio, se extiende la rodilla hasta casi el máximo de extensión hasta la fase de despegue, en la que se prepara para la oscilación. En ese momento comienza una flexión que llevará a la rodilla hacia el pico máximo de 60-70° en la fase media de la oscilación para evitar tropezar con el pie. Posteriormente la rodilla se vuelve a extender

para buscar el siguiente apoyo con una postura sin llegar normalmente a la extensión completa (93).

En el plano frontal, el movimiento es escaso, de entre 8 y 12 grados. Esta movilidad es debida a la elasticidad de los tejidos y utilizada para mantener el equilibrio del miembro en apoyo. El pico de aducción o varizante ocurre durante la progresión entre el primer contacto y la carga en la primera fase del apoyo. (94).

La movilidad en el plano transversal también es de sólo 8 a 13 grados. A medida que se produce la carga, la tibia aumenta esa rotación hasta el pico de rotación interna. Es importante destacar que existe una correlación entre el momento aductor y el momento de rotación interna en la fase final del apoyo, lo que muestra que la cinemática en el plano transversal está también implicada en la carga sobre el compartimento interno (95).

Los momentos externos que se generan en la rodilla son en el plano sagital. En el contacto inicial del talón, la representación del vector de la fuerza de reacción del suelo pasa anterior a la rodilla y por ello se crea un momento externo extensor en la articulación.

Cuando la rodilla empieza a flexionarse durante la carga, la fuerza reacción se posterioriza al eje de rotación de la rodilla y crea un momento flexor de rodilla. Para mantener el equilibrio de momentos, el cuádriceps se activa de manera excéntrica generando un momento interno. Cuando se alcanza la fase media del apoyo y la rodilla comienza a extenderse de nuevo, la fuerza de reacción se aproxima al eje de rotación y se alcanza la extensión máxima.

La contracción del cuádriceps va disminuyendo progresivamente durante el apoyo, ya que la extensión se mantiene debido al avance del fémur sobre la tibia, debido principalmente al impulso que genera la oscilación de la pierna contralateral.

En ese punto comienza la preparación para la fase de oscilación con la contracción concéntrica del tríceps sural, que provoca un aumento de la intensidad de la fuerza de reacción del suelo, que pasa por delante de la rodilla y provoca un momento extensor externo. Este fenómeno es conocido como la cupla de flexión plantar-extensión de rodilla y es fundamental para entender la alteración biomecánica que generan la

debilidad de los gastrocnemios o la presencia de un flexo excesivo de rodilla durante la marcha (93).

- **Análisis del equilibrio monopodal**

La posición de máxima estabilidad de la rodilla en el apoyo monopodal es en extensión, en la que se encuentra bloqueada, existiendo un contacto máximo entre las superficies articulares y también una tensión máxima de los ligamentos cruzados y laterales. En esta postura no es necesaria la acción del cuádriceps (68). Sin embargo, para la mayoría de gestos de la vida diaria la rodilla está en un cierto grado de flexión, por lo que el aparato extensor juega un papel preponderante en el mantenimiento de la estabilidad.

Una de las estrategias para mantener el equilibrio unipodal utiliza la flexión de rodilla para descender el centro de gravedad del cuerpo. En esta estrategia la cocontracción simultánea de flexores y extensores de rodilla juega un papel fundamental. Estos mecanismos van a estar presentes en el apoyo monopodal sobre el escalón y el apoyo monopodal en las actividades de subir y bajar escaleras.

Es destacable que la lesión de distintas estructuras del sistema musculo esquelético altera la información de entrada somatosensorial o propioceptiva, esencial para los recursos de coordinación neuromuscular en el equilibrio monopodal. Por ejemplo, tras una lesión del ligamento cruzado anterior de la rodilla, decrece la información somatosensorial que aporta este ligamento (96). Cada vez con más frecuencia, los protocolos de rehabilitación insisten en la importancia de restaurar el equilibrio para compensar esas deficiencias a través de programas de coordinación neuromuscular (81). Esta circunstancia también es trasladable a la fase de apoyo monopodal en el escalón en las actividades de subir y bajar escaleras.

- **Análisis de la carrera**

Aunque la marcha y la carrera son actividades con cierta similitud, ya que en ambas se produce un desplazamiento longitudinal del cuerpo en línea recta, existen muchas diferencias en cuanto a la biomecánica. Las más importantes son el aumento de la velocidad, que comporta una disminución del tiempo de apoyo y la ausencia del doble apoyo de la marcha. En la carrera se produce lo contrario, la doble oscilación, es decir, que hay fases en las que ninguno de los pies contacta con el suelo (97).

En general, se produce con el aumento de la velocidad un aumento de la flexión de cadera y rodilla, así como de la dorsiflexión. La flexión de la rodilla puede sobrepasar los 100° de flexión durante la oscilación. Esto depende de la velocidad y también de la técnica de carrera, fundamentalmente.

Se aumentan el tiempo e intensidad de la activación muscular del cuádriceps, isquiotibiales y flexores plantares. Pero es especialmente importante la actividad del glúteo medio para estabilizar la pelvis en el plano frontal ante una mayor demanda (98).

Las mujeres sufren mayor incidencia de patologías de rodilla durante la carrera que los hombres, especialmente femoropatelaes. Esto parece que es debido a su mayor aducción y rotación interna de caderas, en parte por una mayor amplitud de la pelvis con relación al fémur, y combinadas con un aumento de su ángulo Q y el valgo de rodilla (99).

- **Análisis del acuclillamiento o squat**

Los principales músculos de la rodilla que se utilizan durante la sentadilla son los cuádriceps, isquiotibiales y gastrocnemios y la co-contracción de todos estos músculos refuerza la estabilidad de la rodilla (100). La fase de propulsión vertical del apoyo al subir escaleras es similar, pero de manera unipodal, ya que se necesita proyectar el peso del cuerpo hacia el siguiente escalón.

El análisis de la sentadilla o acuclillamiento es de especial interés por ser un ejercicio de cadena cinética cerrada muy frecuentemente utilizado para el entrenamiento deportivo o la rehabilitación de lesiones de miembros inferiores. Las fuerzas de compresión patelofemoral producen tensión en el cartílago articular de la rótula y superficie rotuliana del fémur durante su ejecución. La fuerza de compresión es la mayor en cuanto mayores son los ángulos de flexión de rodilla porque hay mayores componentes de fuerza del tendón del cuádriceps y del tendón rotuliano en la dirección de la compresión (71,101). La fuerza de compresión es máxima en flexión de la rodilla de entre 50 y 80°, generando así una fuerza patelofemoral proporcionalmente mayor comparada con los ángulos de flexión de rodilla más bajos. (71).

- **Análisis del salto con giro**

Aunque no es puramente un gesto funcional, ésta es una prueba interesante para el estudio de la estabilidad rotacional. Se trata de un salto sobre una pierna con una rotación añadida, de manera que se produce un momento torsor sobre la plataforma (102). Esta etapa del salto puede descomponerse en dos fases: la fase de carga y la fase de pivotaje (Figura 4). La modalidad de ejecución de la prueba es de dos tipos, con rotación interna y con rotación externa. El análisis de los momentos rotacionales sobre la plataforma dinamométrica ofrece una información sobre la funcionalidad de la rodilla en cuanto a la estabilidad rotacional. (103).

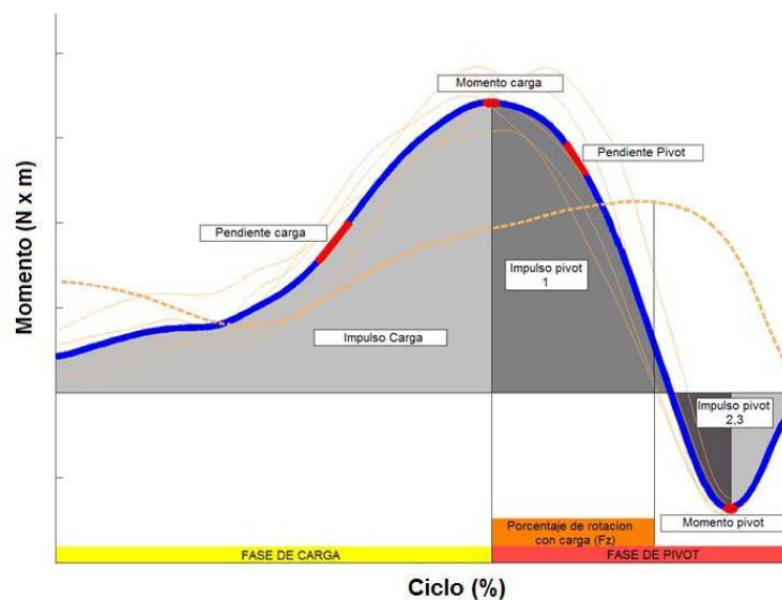


Figura 4: Representación de los parámetros más importantes de la gráfica del momento rotacional en el análisis cinético del salto con giro. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).

#### **1.4.4. Análisis de las actividades de subir y bajar escaleras**

Las actividades de subir y bajar escaleras representan una modificación de la actividad de andar en terreno llano en la que también se utilizan patrones cíclicos de movimiento articular y de acción muscular (104).

El análisis de movimiento permite la medida de muchas variables interesantes en cuanto a la valoración funcional de estas actividades. Sin embargo, hay que conocer las características de la escalera para poder analizar la información que proporcionan.

Las dimensiones de las escaleras son un factor a tener en cuenta para la comparación de los estudios (105). Habitualmente están basadas en la tradición arquitectónica, es decir, que escogen medidas habituales en el ambiente en el que se realizan. En una revisión de 2002 sobre las escaleras utilizadas en los estudios, observaba que la altura de los escalones oscila entre los 16 y los 22 cm y la profundidad del escalón entre los 25 y los 40 cm, con una inclinación media de 30° (106). A pesar de que los estudios posteriores han seguido utilizando medidas similares, los hay que utilizan inclinaciones significativamente diferentes, lo que hace más complicado comparar los resultados (107). Se ha comprobado que a mayor inclinación mayor es la flexión de rodilla que se precisa tanto al subir como al bajar escaleras. Pero además se ha sugerido que existe una inclinación concreta en la que cada persona cambia la estrategia de colocación del tobillo al bajar escaleras. Es decir, que escaleras con una inclinación por debajo de ese valor harían adoptar una bajada con el talón en vez de con el antepié, variando con ello los datos sobre flexión de rodilla (108). No obstante, se ha observado que la altura del escalón influye en menor medida en la rodilla que en el tobillo en cuanto a la variación en los momentos para adaptarse a una altura mayor del escalón en la actividad de bajar escaleras (109).

A continuación, se van a describir los aspectos biomecánicos más relevantes de las actividades de subir y bajar escaleras que han sido descritos en la literatura.

##### **Actividad de subir escaleras**

La actividad de subir escaleras es exigente energéticamente debido al movimiento de traslación vertical del centro de gravedad. La primera descripción del ciclo la hicieron McFadyen y Winter (110). El ascenso normal de escaleras, incluye las fases de apoyo y

de balanceo, según el pie esté o no en contacto con el suelo, al igual que la marcha. La fase de apoyo del pie en el escalón tiene una duración aproximada del 65% del ciclo completo.

El tiempo de ciclo de la actividad de subir escaleras es mayor que el de marcha en un mismo sujeto sin patología (111). Hay dos fases de doble apoyo al principio y final de la fase de apoyo. El contacto inicial comprende desde el primer contacto con el escalón. La respuesta a la carga, se refiere al periodo en que la extremidad en apoyo soporta el peso desde el contacto inicial hasta que se logra el apoyo unipodal completo (17% del ciclo), tiempo durante el cual se presenta solapándose la fase de elevación, que empieza en la fase de doble apoyo y termina en la fase de apoyo unipodal, La mayoría de la fase de progresión anterior ocurre durante la fase de apoyo unipodal (37-48% del ciclo). La fase de balanceo es aquella en la que el miembro no contacta con el escalón. Posteriormente, se describió una quinta fase de despegue, que ocurre inmediatamente después de la de movimiento hacia delante, en la que se prepara la transición hacia el siguiente apoyo con la otra pierna. En esta fase los flexores plantares generan un trabajo positivo para ayudar a impulsar el cuerpo en vertical hacia el escalón siguiente (112) (Figura 5).

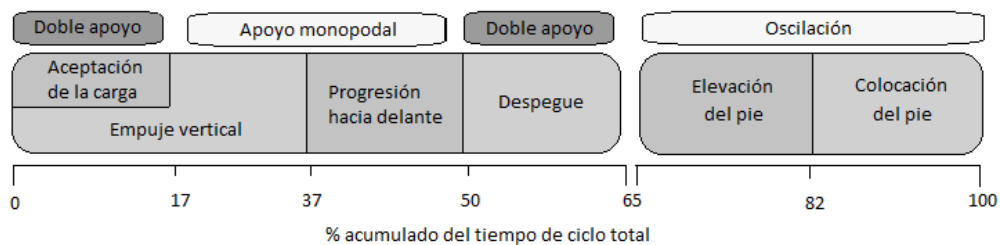


Figura 5: Fases del ciclo de subir escaleras (elaboración propia a partir de Zachazewski, et al 1993).

Con relación al centro de masas (CM) en el plano sagital, éste se desplaza verticalmente y hacia delante de manera simultánea, pero no de forma continua. En la fase de empuje vertical predomina el desplazamiento hacia arriba. Posteriormente, sigue la fase de progresión anterior en el que predomina el movimiento horizontal hacia delante. Y en la última fase del apoyo o despegue, vuelve a predominar el desplazamiento vertical, siendo simultánea a la fase de desplazamiento vertical del miembro contralateral.



El desplazamiento lateral del CM describe una curva sinusal en el plano frontal. El máximo desplazamiento del centro de masas ocurre en el apoyo durante el empuje vertical (34% del ciclo de ascenso), seguido por un cambio rápido de dirección asociado a la transferencia de peso a la extremidad opuesta (113).

- **Fases del ciclo de subir escaleras**

A continuación se explican los mecanismos biomecánicos más importantes que ocurren en cada fase de la actividad de subir escaleras durante la valoración biomecánica (60) (Figura 6).

- **Fase de apoyo de subir escaleras**

Esta fase de apoyo, durante la cual el pie está en contacto con el escalón, se subdivide en varias subfases:

- **Contacto inicial**

En la marcha, el primer contacto del pie con el suelo se hace a través del talón, pero en el movimiento de subir escaleras el peso corporal se carga de inicio sobre los tercios anterior y medio del pie de manera preferente, para ser transferidos seguidamente al resto del pie.

- **Aceptación del peso corporal**

Cuando se acepta el peso corporal, se produce una intensa contracción concéntrica de los extensores de la cadera y rodilla con objeto de extender el miembro adelantado y de levantar el cuerpo para dar el paso. Se corresponde con el pico del momento extensor.

En esta fase del apoyo las fuerzas generadas son muy considerables. El cuádriceps genera en este momento una fuerza de aproximadamente de 1Nm/kg/m, que tiene lugar cuando la rodilla se mantiene en una flexión de 60°. El tríceps sural también trabaja para mantener la posición vertical de la tibia en esta fase de apoyo traccionando la tibia en dirección posterior sobre el astrágalo.

- **Apoyo monopodal y movimiento hacia delante**

A medida que se alcanza la fase de apoyo monopodal, los abductores de cadera se contraen excéntricamente intensamente con doble fin: impedir la báscula de la pelvis sobre el lado no apoyado y dirigir lateralmente el tronco sobre el miembro apoyado. Corresponde al primer pico de momento aductor externo en la rodilla.

En la parte media y final de la fase de apoyo, cuando el peso corporal está cargado por completo sobre el miembro en apoyo y la rodilla se mantiene en extensión, el cuádriceps presenta una contracción isométrica para mantener la posición articular mientras que el centro de gravedad se desplaza hacia arriba y delante por delante del pie apoyado.

- **Final de apoyo o fase de despegue**

Para preparar la fase de oscilación tiene lugar una flexión plantar producida por la contracción intensa del tríceps sural, con objeto de acelerar el desplazamiento vertical del cuerpo. De esta forma se traslada el peso hacia el otro miembro que ya está apoyado en el escalón siguiente. Se corresponde con el segundo pico de fuerzas verticales. En esta fase hay también una actividad mínima de los extensores de cadera y rodilla.

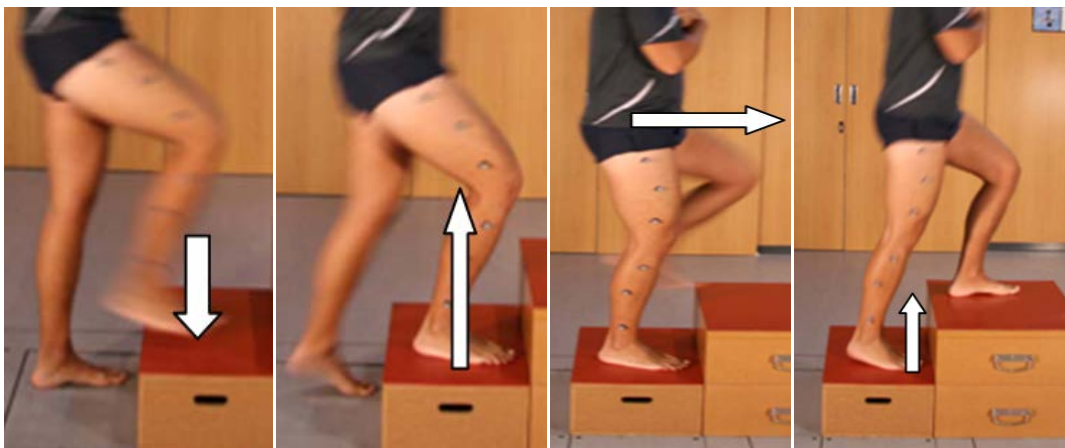


Figura 6: *Valoración biomecánica de la actividad de subir escaleras (imágenes cedidas por el Instituto de Biomecánica de Valencia).*

- **Fase de balanceo de subir escaleras**

El miembro que realiza el balanceo debe hacerlo sobrepasando el escalón inmediatamente superior en el que está el pie contralateral y llegar al siguiente en el que va a tener lugar un nuevo apoyo. Para ello, se debe producir una flexión importante de cadera y rodilla que permita salvar ambos escalones. A continuación se describen las subfases:

- **Fase inicial del balanceo**

Esta fase comienza con una contracción concéntrica importante de los flexores de cadera. La articulación de la cadera se flexiona y los músculos isquiotibiales además inducen la flexión de la rodilla para desplazar la pierna en dirección posterior y colocar el pie de manera que no contacte con el escalón inmediatamente superior.

- **Fase final de balanceo**

El objetivo es la colocación correcta del pie en el escalón para iniciar un nuevo ciclo. Tiene lugar una nueva contracción de los músculos isquiotibiales para incrementar la flexión de la rodilla, de manera que se sitúe en el escalón superior en donde finalmente se realiza el siguiente apoyo. En esta fase se puede producir una cierta contracción excéntrica del cuádriceps para impedir una flexión excesiva de la rodilla (111).

### **Actividad de bajar escaleras**

Las demandas musculares son menores para la actividad de bajar escaleras, ya que el requerimiento principal es el control del descenso que se produce con la ayuda de la gravedad (111). La absorción del impacto con los escalones, junto con el control del peso corporal para mantener el centro de masas dentro de la base de sustentación y evitar caídas, son los dos retos más importantes en esta actividad. En edades avanzadas, esto supone un riesgo considerable de caídas (114). Es preciso utilizar estrategias compensatorias para disminuir el riesgo provocado por la pérdida de condiciones físicas y de equilibrio que se produce con la edad (115). La reducción de la velocidad de ejecución y el aumento del doble apoyo son ejemplos de estrategias que aumentan la seguridad (106,116), de manera que se observa una reducción del pico de fuerzas

verticales y antero-posteriores en el apoyo inicial y un aumento de la fuerza vertical en el apoyo medio (117).

El tiempo de ciclo al bajar escaleras es similar al de la marcha en un mismo sujeto sin patología (111). El descenso de escaleras también incluye una fase de apoyo y otra de balanceo en cada ciclo. Hay dos fases de doble apoyo que se sitúan al comienzo y al final de la fase de apoyo (Figura 7).

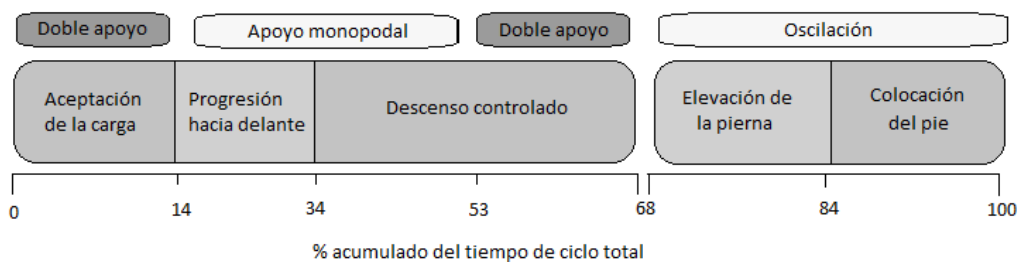


Figura 7: Fases del ciclo de bajar escaleras (elaboración propia a partir de Zachazewski, et al, 1993).

Tras el contacto inicial, que marca el inicio del ciclo, la posición vertical del centro de masas desciende durante la fase de respuesta a la carga. Durante la fase de progresión anterior se genera mayor desplazamiento horizontal. En la fase de descenso controlado vuelve a producirse otro desplazamiento vertical.

El apoyo monopodal tiene una duración del 39% del ciclo; mientras que la fase de doble apoyo dura el 29%. Durante el descenso de escaleras se genera una mayor separación entre el centro de masas y el centro de presiones que en la marcha, lo cual genera mayor inestabilidad y riesgo de caídas (113).

- **Fases del ciclo de bajar escaleras**

A continuación se describen los aspectos biomecánicos más interesantes de las distintas fases de la valoración de bajar escaleras (Figura 8).

- **Fase de apoyo de bajar escaleras**

- **Aceptación del peso corporal**

El contacto inicial del pie se realiza con los bordes anterior y lateral. La articulación del tobillo pasa desde la posición inicial de flexión plantar en el contacto con el escalón a una posición neutra o de flexión dorsal controlada por la contracción excéntrica del tríceps sural.

La rodilla puede presentar una flexión de hasta 50° para amortiguar la descarga del peso corporal, La articulación de la cadera muestra también una flexión muy ligera. Este contacto se controla con la contracción excéntrica de los extensores de cadera y de la rodilla. (118).

- **Fase de desplazamiento anterior**

Después, el cuádriceps se contrae de manera concéntrica para inducir la extensión de la rodilla en aproximadamente 10° al tiempo que el tronco se desplaza en horizontal para colocar el centro de gravedad sobre el miembro de apoyo.

El descenso del cuerpo hasta el escalón siguiente implica la flexión controlada de las articulaciones de la cadera y de la rodilla, junto con la flexión dorsal del tobillo, del miembro en apoyo. Simultáneamente se produce la contracción excéntrica del cuádriceps y, en menor grado, la contracción de los extensores de la pierna y de la cadera.

- **Fase de descenso controlado**

La contracción concéntrica de los flexores plantares ayuda a controlar el descenso al siguiente escalón del pie contralateral. Durante toda esta fase, los abductores de la cadera del lado de apoyo mantienen el nivel de la pelvis y tiran del tronco para que se sitúe sobre el miembro de apoyo (111).

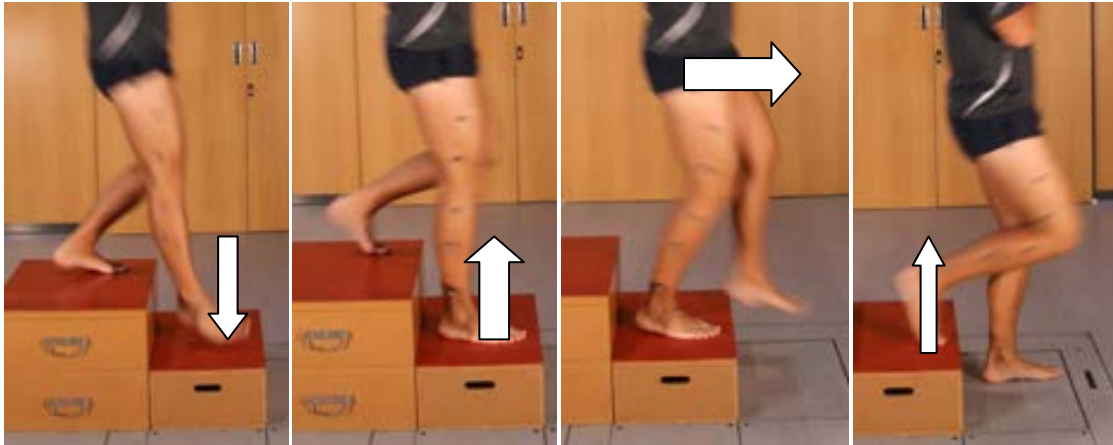


Figura 8: *Valoración biomecánica de la actividad de bajar escaleras (imágenes cedidas por el Instituto de Biomecánica de Valencia).*

- **Fase de balanceo de bajar escaleras**

Durante la fase de balanceo, es necesario levantar el miembro por encima del escalón y desplazarlo hacia delante y abajo, manteniendo la distancia con el escalón intermedio hasta que está en posición de aceptar el peso del cuerpo al inicio del ciclo siguiente.

- **Fase inicial del balanceo**

Los flexores de cadera y de rodilla muestran una contracción concéntrica para levantar el pie por encima del escalón y desplazar el miembro hacia delante.

- **Fase final del balanceo**

Después, el miembro empieza la extensión para preparar la colocación del pie. El control del movimiento se logra mediante la contracción excéntrica de los músculos isquiotibiales para la desaceleración de la extensión de la articulación de rodilla.

La articulación del tobillo se mantiene en flexión plantar controlada por la contracción excéntrica de los músculos tibiales anteriores, que también mantienen el pie en inversión como preparación para la aceptación del peso en su borde lateral.

Los abductores ipsolaterales de la cadera se contraen inmediatamente antes de finalizar la fase de balanceo como preparación para el mantenimiento del nivel de la pelvis en función de la carga que va a recibir (111).

## **1.5. Alteraciones biomecánicas de las patologías de rodilla**

La patología de rodilla altera la biomecánica en la ejecución de las actividades de la vida diaria (AVD), como desplazarse o subir y bajar escaleras. A continuación se presentan las alteraciones biomecánicas más importantes que han sido descritas sobre algunas de las patologías de rodilla.

- **Meniscopatías**

La patología meniscal ha sido estudiada fundamentalmente en la marcha y en pacientes sometidos a meniscectomías. Se considera interesante su estudio como una condición predegenerativa dada la elevada incidencia de gonartrosis que sufren las personas con esta patología (119).

Se ha observado disminución del rango articular de los sujetos operados de meniscectomía hasta 8 semanas tras la cirugía (120). La pérdida de fuerza en la musculatura de la rodilla, que ha sido descrita en pacientes tras meniscectomía hasta dos años después es también un factor a tener en cuenta por su impacto en las actividades más demandantes, como lo es subir escaleras (121).

No se producen grandes alteraciones en la cinemática de la rodilla durante la marcha en los pacientes con meniscectomía interna, pero parece que pueden ser importantes para el futuro desarrollo de patología degenerativa articular (122). Se han descrito ligeros aumentos de la rotación externa tibial y de los picos de flexión y extensión durante la fase de apoyo. De especial importancia puede ser el hallazgo de un aumento del pico de momento aductor hasta dos años después de la cirugía (121,123). Se sugiere que podría ser debido a un mayor alineamiento en varo debido a la intervención (121). Estas alteraciones podrían ser las causantes del aumento de riesgo de gonartrosis secundaria que padecen estos sujetos (123).

Además, estos cambios biomecánicos no se limitan al miembro intervenido de meniscectomía ya que también ha sido descrita una sobrecarga mecánica en todo el miembro sano (121,123). Esta sobrecarga continúa siendo observada en la rodilla sana incluso cuando han desaparecido las alteraciones observables en la rodilla intervenida. Y de hecho, la rodilla sana también tiene un riesgo aumentado de sufrir gonartrosis (119).

- **Ligamentoplastias**

La lesión completa del LCA también provoca cambios biomecánicos en las actividades relacionadas con la rodilla que producen un aumento del riesgo de gonartrosis y la aparición de ésta de forma precoz (77). Además las compensaciones biomecánicas del lado contralateral parece que elevan también que también aumentan su prevalencia, aunque de manera muy significativamente menor que en las rodillas intervenidas (14).

En el acucillamiento, la cinemática de las rodillas deficientes de LCA difiere de las normales al presentar un aumento de la rotación interna, lo que posiblemente altera el normal mecanismo de autoatornillamiento (124) (Figura 2). Este hecho puede ser importante también en otras actividades.

Durante la actividad de caminar sobre terreno llano, los sujetos con déficit de LCA presentan mayor grado de flexión y rotación interna comparado con individuos sin la deficiencia (125). Su efecto es el de aumentar y avanzar el punto de contacto en el cartílago del platillo tibial medial, lo que puede cambiar la distribución de presiones en el cartílago y aumentar la predisposición a cambios degenerativos (126).

También se ha observado que la mayoría de estas personas presentaban un patrón de inhibición de la activación del cuádriceps (127). La reducción de los momentos internos extensores de rodilla disminuye la tensión en el ligamento rotuliano y el desplazamiento anterior de la tibia. Esta adaptación parece intentar suplir el efecto de restricción de dicho movimiento que realiza el LCA. Una vez los sujetos son intervenidos con una ligamentoplastia aumentan estos momentos y llegan a ser muy similares a los valores normales (128).

Sin embargo, la eficacia de la ligamentoplastia como prevención de la gonartrosis precoz en estos sujetos continúa siendo controvertida porque hay estudios que muestran que la degeneración del cartílago no puede ser prevenida y que, por tanto, la gonartrosis termina por aparecer (129,130).

Los estudios coinciden en que la recuperación de la biomecánica de la marcha no es completa a pesar de la intervención quirúrgica. Parece ser que la ligamentoplastia y su



posterior rehabilitación no logran una completa normalización de la biomecánica articular (14,131), a pesar de que se produce una normalización progresiva de la mayoría de parámetros (132,133).

Se han observado, por ejemplo, diferencias en los rangos articulares de rodilla, mostrando los sujetos intervenidos una disminución de la movilidad hasta un año tras la cirugía (134). La recuperación en el ángulo de flexión de rodilla se va produciendo durante la rehabilitación, aunque puede tardar hasta 9 meses en normalizarse. Los parámetros espacio-temporales y la cinemática en el plano sagital no se recuperan hasta al menos 6 meses después (135).

El momento externo de extensión se ha reportado como disminuido de magnitud comparado con individuos sin patología durante la marcha u otras actividades, sugiriéndose una deficiencia en la función del cuádriceps como causa principal (136–138).

Los resultados sobre el plano frontal de la rodilla no son concluyentes. Al compararlos con sujetos sin patología, unos autores observaron una disminución del momento aductor (139,140) y otros, sin embargo, un aumento del mismo (141).

En el plano transversal, parece que podrían persistir un aumento de la rotación interna (133,142), lo cual podría ser importante debido a la asociación del momento rotacional de rodilla con la pérdida de espesor de cartílago en rodillas con gonartrosis (143).

En la carrera, la rodilla con sustitución quirúrgica de LCA parece que tiende a una mayor rotación externa y aducción o varo durante la fase de apoyo, lo que indica que tampoco se logra una restauración completa de la biomecánica en esta actividad (130).

A pesar de los hallazgos obtenidos, hay que tener en cuenta que los momentos en la rodilla pueden ser diferentes según el tipo de plastia (137), la orientación de la plastia (144) o la fuerza de cuádriceps (136).

La causa de que la recuperación no sea completa podría ser que la cirugía y su posterior rehabilitación no logran compensar la adaptación del sistema nervioso central, y que ésta es, en última instancia, la que hace persistir diferencias con los sujetos normales. Sin embargo, la sensibilidad de la posición articular y de la movilidad pasiva sí que se

pueden lograr restablecer. Éstas son componentes de un más complejo mecanismo de propiocepción (130).

Las alteraciones biomecánicas residuales descritas, unidas a las lesiones meniscales o condrales preexistentes, podrían ser las responsables de acelerar la degeneración del cartílago que lleva a la gonartrosis (14,15). Sin embargo, Zabala *et al.* advierten que la disminución de los momentos externos en la rodilla que hallaron, significaría una menor sobrecarga, y por tanto, menor riesgo de gonartrosis en la rodilla intervenida (140). Por lo que apuntan a la suma de otras causas, como que la variación biomecánica llevase las cargas a zonas que soportan menos las cargas (145) o de la propia biología del cartílago (146).

En resumen, los indicios referidos sugieren que la ligamentoplastia tiende a ser menos funcional que un ligamento intacto y que las alteraciones se aprecian incluso hasta 5 años después (134,147).

- **Patología femoropatelar**

La magnitud de la fuerza de reacción en la articulación femoropatelar está principalmente determinada por el ángulo de flexión de rodilla y por la magnitud de la fuerza muscular del cuádriceps (148), lo que influye de manera sustancial tanto en la etiología como en los comportamientos biomecánicos de la rodilla con problemas femoropatelares.

También las alteraciones musculares tienen un papel importante. Una de las principales causas de las alteraciones biomecánicas que se producen en estos pacientes es la inhibición del cuádriceps por el dolor (149).

Diversos estudios ponen de manifiesto que las alteraciones en la musculatura proximal del miembro afectan significativamente al síndrome femoropatelar (150,151). Como consecuencia, las personas con patología femoropatelar presentan mayores picos e impulsos de momento de aducción durante las actividades de carrera y marcha, lo que podría tratarse de una forma de aumentar la estabilidad de la extremidad inferior en las actividades dinámicas (152).

Evidentemente, en las actividades de subir y bajar escaleras también se reflejan alteraciones producidas por el dolor o la inestabilidad, ya que las fuerzas de compresión en la articulación femoropatelar son mayores. Por ejemplo, la actividad de bajar escaleras ha demostrado incrementar las fuerzas de compresión articular hasta ocho veces comparada con la actividad de andar sobre terreno llano (104).

El cuádriceps tiene una alta demanda funcional durante la primera parte del apoyo, tanto al subir como al bajar escaleras (153). Al subir se activa de manera concéntrica para generar el momento extensor necesario, mientras que al bajar lo hace de manera excéntrica para evitar la flexión durante el momento flexor (85). Se han encontrado alteraciones en el equilibrio neuromuscular por el retraso en el momento de activación del vasto interno con respecto a la activación del vasto externo, lo que puede llevar a un movimiento anormal de la rótula durante ambas actividades (151,154).

En cuanto a los momentos articulares, la disminución del pico de momento extensor de rodilla es un hallazgo en todos los estudios (152,155–157), tanto de escaleras, como en la marcha. La inhibición del cuádriceps por el dolor y la consiguiente pérdida de control motor, que se produce especialmente en el esfuerzo excéntrico, ha sido descrita como la posible causa (158).

También ha sido detectado un aumento de la perturbación en la gráfica de la velocidad angular de la rodilla en personas con síndrome femoropatelar, que disminuye la suavidad de la curva y produce el llamado “fenómeno de ruptura (149). Parece relacionarse también con problemas de la activación del cuádriceps (149,159).

La alteración de los momentos en el plano frontal, con disminución de los picos de momento aductor de rodilla, ha sido descrita por otros autores en subir y bajar escaleras (154), pero también en la marcha (152) y en la carrera (98). La alteración en la musculatura abductora de cadera, principalmente el glúteo medio, puede ser una de las causas de la disminución del momento aductor de la rodilla al subir o bajar escaleras (154). Otra causa de la disminución del momento aductor sería la aducción de la cadera y la rodilla durante el gesto para aumentar la estabilidad del miembro (152).

- **Patología degenerativa**

Se han identificado muchas causas estructurales y biológicas de la patología degenerativa de la rodilla, sin embargo, las alteraciones biomecánicas se han mostrado como uno de los factores relevantes hacia un deterioro degenerativo de la articulación (160). La alineación del miembro en varo, es uno de los factores estructurales más relevantes, ya que aumenta el riesgo de desarrollar gonartrosis y se ha establecido relación con la severidad de los síntomas (dolor y funcionalidad de la rodilla) (161).

Factores biomecánicos como la fuerza muscular y la carga articular en ciertas condiciones parecen tener incidencia en el comienzo de la enfermedad y sobre su progresión (162). La disfunción del cuádriceps en la gonartrosis incluye una propiocepción alterada, especialmente en las posiciones con mayor extensión de la rodilla; retraso en la activación, alteración del control motor de la fuerza submáxima; y de la fuerza excéntrica (163). Sin embargo, la fuerza muscular isométrica no parece directamente relacionada con la progresión de la artrosis tibiofemoral, sino con la pérdida de cartílago en el compartimento femoropatelar (164). De hecho la fuerza isométrica ha mostrado más relación con la evolución de los síntomas (165).

Una vez establecida la gonartrosis se produce una alteración degenerativa del cartílago y los ligamentos que rodean y sostienen la articulación se estiran de modo que ésta tiende a ser más inestable y dolorosa (166).

Aunque en las primeras fases no se observan grandes diferencias con los sujetos sanos, en fases más avanzadas se han descrito abundantes alteraciones biomecánicas al realizar diversas actividades de la vida diaria. Sin embargo, no se ha logrado establecer una correlación con el estado funcional señalado a través del WOMAC (249).

La alteración más característica de la marcha que produce la gonartrosis es la menor flexión de rodilla durante el apoyo (167,168). Otras alteraciones de la marcha, que se van incrementando con la progresión de la enfermedad son las reducciones del momento extensor de rodilla al inicio del apoyo, de los momentos rotadores internos de cadera y de los momentos flexores dorsales de tobillo (169).

Se ha destacado que los pacientes con gonartrosis tienen mayor momento externo aductor de rodilla en la marcha comparados con controles (170,171). El gráfico del

momento aductor en estos pacientes se tiende a caracterizar por un incremento en los picos y el impulso (área bajo la curva) (107).

Este momento aductor parece ser interesante en la etiopatogenia y evolución de la gonartrosis. Como se ha explicado anteriormente, tanto en la marcha como en subir y bajar escaleras, el momento externo de rodilla que se produce es exclusivamente aductor durante todo el apoyo, indicando que la fuerza de reacción se sitúa medialmente a la articulación de la rodilla, lo que sugiere una mayor sobrecarga en el compartimento tibial de la rodilla (168). El aumento de este momento aductor es un factor que se relaciona con patología crónica de rodilla. En un estudio prospectivo se ha observado que sujetos que presentaban un aumento del momento aductor en distintas actividades, especialmente en caminar y bajar escaleras, terminaban desarrollando 5 años después (172).

Estadísticamente se ha encontrado relación entre el pico de momento de aducción y la severidad del dolor (173). Incluso se refiere que puede predecir la progresión de la gonartrosis en pacientes con patología establecida a través de la pérdida de espesor del cartílago (131). Este parámetro se incrementa con la severidad de la gonartrosis y es directamente proporcional al mal alineamiento en varo (121).

Aunque un estudio reciente refiere que el momento aductor tiene algunas limitaciones en cuanto a determinar directamente la carga sobre el compartimento medial (174), los estudios sobre tratamientos conservadores de la patología degenerativa de la articulación lo han utilizado como una forma no invasiva de estimar la carga sobre el compartimento medial (175).

También el impulso de momento aductor, que depende de la magnitud, pero también de la duración de la carga, se ha asociado a la degradación del cartílago y, con ello, a la progresión de la enfermedad (176).

Para reducir la carga sobre la articulación durante la marcha se han descrito diversas estrategias de compensación que realizan los sujetos con gonartrosis como: disminución de la velocidad (177–179), aumento del ángulo de progresión del pie (180,181), eversión y pronación (182).

También ha asociado un aumento del momento abductor externo de la cadera como protector de la progresión de la gonartrosis medial al contrarrestar el momento aductor externo de la rodilla, ya que los músculos abductores son los principales estabilizadores del miembro en el plano sagital (183).

A pesar de toda la investigación al respecto, la evidencia sobre si la carga hace progresar la enfermedad es aún escasa y los estudios sobre mecanismos de reducción de la carga no han demostrado convenientemente poder detener su evolución (184).

- **Artroplastias**

La artroplastia busca restituir la funcionalidad deteriorada y restaurar al máximo la biodinámica para evitar un mayor deterioro del resto de las estructuras. En la rodilla parece reducir el varo dinámico y los momentos externos de aducción en la rodilla durante la marcha en el primer año. Sin embargo, este efecto parece disminuir posteriormente. El aumento de los momentos aductores también podría llevar a un desgaste más pronunciado el polietileno de la prótesis, igual que sucede con el cartílago articular, por lo que es interesante su estudio (185).

Además, el déficit de fuerza muscular de cuádriceps, que nunca llega a restablecerse por completo, parece ser el factor principal que lleva a una parte de los intervenidos con artroplastia a la necesidad permanente de utilizar barandilla para subir escaleras (186).

- **Prótesis en amputados**

Aunque la biomecánica de los amputados ha sido bastante estudiada en la actividad de caminar, en los últimos años también se está utilizando el estudio biomecánico de subir y bajar escaleras. La valoración biomecánica de subir y bajar escaleras permite probar las nuevas prótesis en su propósito de normalizar la biomecánica de los usuarios de las mismas en los gestos de subir escaleras. Sin embargo, parece que las personas con amputación transtibial adoptan una marcada estrategia de cadera para compensar la limitación de la movilidad y fuerza del tobillo protésico al subir escaleras (187).

## 1.6. Problemas y necesidades detectados

Para establecer el nivel funcional de una persona con una patología de rodilla, el médico valorador puede apoyarse en las escalas y técnicas biomecánicas citadas anteriormente. Los estudios biomecánicos suelen realizarse en la marcha, ya esta actividad es muy necesaria en la vida diaria y ha sido mucho más ampliamente estudiada. Sin embargo, consideramos que las mayores demandas funcionales hacen de las actividades de subir y bajar escaleras unas pruebas útiles para detectar alteraciones funcionales en sujetos con patologías de rodilla.

De hecho, estas actividades están en multitud de escalas de valoración funcional específicas de la rodilla para valorar la repercusión funcional en los sujetos con patología, como por ejemplo la WOMAC (36) o la KOOS (188). Por ello, el mejor conocimiento sobre estas actividades es importante para conocer el estado funcional de los pacientes con patología de rodilla y también evaluar los programas de tratamiento (189).

Es cierto que existen multitud de escalas funcionales en las que se relaciona la funcionalidad de la rodilla y la capacidad de deambulación en escaleras. Sin embargo, las escalas funcionales en las que se miden particularmente estas actividades presentan gran heterogeneidad en su validez (190). Las escalas funcionales, como se ha comentado anteriormente, también poseen un efecto techo acusado, por lo que no son buenas para discriminar los cambios en sujetos en un determinado nivel funcional alto (191).

La valoración funcional mediante técnicas biomecánicas puede solucionar muchos de estos problemas. No sólo permiten valorar la capacidad física de realizar las actividades, sino también aporta otros parámetros de interés para conseguir una valoración más objetiva y más sensible a cambios funcionales en niveles altos. Por ello, son buenas técnicas para valorar las patologías más frecuentes de rodilla en estadios crónicos con una aceptable capacidad funcional.

Aunque se han realizado y se siguen realizando trabajos sobre algunas patologías por separado, es necesario estudiar la afectación funcional que produce la patología

integrando en un mismo estudio distintas patologías valoradas en las mismas condiciones.



## 1.7. Objetivos y plan de trabajo

### 1.7.1. Objetivos

La revisión bibliográfica expuesta en el capítulo anterior pone de manifiesto la carencia actual de una herramienta adecuada para analizar la funcionalidad de la rodilla en las actividades de subir y bajar escaleras.

El presente trabajo aborda este problema con el objetivo principal de definir las alteraciones biomecánicas producidas por la patología de rodilla en las actividades de subir y bajar escaleras, valoradas mediante un modo objetivo, fiable y repetible a través de los datos cinéticos y cinemáticos.

Para cumplir con el objetivo principal se propusieron los siguientes objetivos secundarios:

S1. Desarrollar una metodología de valoración de la rodilla en las actividades de subir y bajar escaleras mediante técnicas biomecánicas.

S2. Definir un protocolo de medida repetible y basado en el movimiento natural de las actividades de subir y bajar escaleras.

S3. Analizar el patrón de movimiento de las personas sanas desde un punto de vista cinético y cinemático, considerando la posible influencia de los factores *Masa corporal, Altura, Sexo y Edad*.

S4. Analizar las alteraciones biomecánicas que se observan en las personas con patología de rodilla.

S5. Analizar los factores principales de la biomecánica en estas actividades y su relación con las variables biomecánicas de los grupos de estudio.

S6. Analizar los registros de los sujetos con patologías para establecer diferentes patrones de alteración.

- **Hipótesis de Partida**

Las hipótesis principales de partida en las que se han fundamentado los objetivos del estudio son:

1. Las personas sanas presentan un movimiento al subir y bajar escaleras asociado a un patrón de normalidad que puede verse influenciado por algunos factores como la estatura, la masa, el sexo y la edad.
2. El dolor y las limitaciones funcionales provocadas por las patologías de rodilla pueden modificar el patrón de movimiento. Esta alteración puede producirse no solo en el tiempo y la movilidad, sino también en su dinámica (fuerzas y momentos).
3. Es previsible que las diversas patologías de rodilla presenten patrones de movimiento diferentes entre sí. Esto se puede producir especialmente por la lesión de las diferentes estructuras de la rodilla. Además, el movimiento alterado también podrá asociar diferentes estrategias de compensación.

### **1.7.2. Plan de trabajo**

El plan de trabajo elaborado en el presente estudio se diseñó con el objetivo de validar o rechazar las hipótesis de partida y se estructuró en diversas etapas:

1. Fase 1. Revisión bibliográfica

En esta tarea se realizó el análisis de la bibliografía relacionada con el tema objeto del presente trabajo. Se recopiló información acerca de las técnicas más usadas actualmente para el diagnóstico y la valoración funcional de la patología de rodilla. También se analizaron las técnicas biomecánicas más indicadas para valorar el estado funcional de la rodilla y los gestos funcionales que realiza. Esta tarea concluyó con la detección de las carencias de los métodos actuales y la identificación de necesidades para valorar las actividades de subir y bajar escaleras.

2. Fase 2. Puesta a punto de la fase experimental

- T2.1 Selección de la muestra de estudio

En esta tarea se definieron los criterios de selección para la formación de los grupos de estudio que formaron parte de la muestra en la fase experimental (grupo control y grupo de patología).

#### T2.2 Determinación del tamaño muestral

Una vez definidos los criterios de inclusión, se procedió a determinar el tamaño muestral mínimo para que los resultados presenten una potencia estadística suficiente.

#### T2.3 Definición del gesto a analizar

La definición de los gestos a analizar es crítica, ya que indica la bibliografía, el tamaño del escalón o las transiciones modifican el gesto. Teniendo en cuenta estos aspectos, se procedió a definir el protocolo de medida que se siguió posteriormente en la fase experimental del presente trabajo.

#### T2.4 Puesta a punto del laboratorio biomecánico

En esta etapa se pusieron a punto las técnicas utilizadas para la realización de las medidas en el laboratorio de análisis de movimientos humanos del Instituto de Biomecánica de Valencia.

Esta tarea también comprendió el diseño y la fabricación de los dos escalones necesarios para la realización de las pruebas, que serán definidos posteriormente en el Material y métodos.

#### T2.5 Desarrollo de algoritmos de análisis cinemático

En esta fase se desarrolló un modelo cinemático para el análisis cinético y cinemático de la rodilla en el eje sagital y en el frontal. También se definieron los algoritmos de cálculo de variables de interés biomecánico que formaron parte del estudio realizado.

### 2. Fase 3. Realización de las medidas biomecánicas

#### T3.1 Fase experimental: Grupo control (GC)

La fase experimental de medida del GC se realizó en el laboratorio del IBV. Cada sujeto fue explorado por un médico especialista para comprobar que cumplía los criterios de inclusión y no tenía patología de rodilla.

### T3.2 Fase experimental: Grupo de patología (GP)

El estudio del grupo de patología se realizó también en el laboratorio del IBV. Los pacientes fueron remitidos por diferentes especialistas que trataban su patología de rodilla. Todos ellos fueron explorados por un médico especialista para confirmar sus diagnósticos y que cumplía los criterios de inclusión del estudio.

## 4. Fase 4. Tratamiento estadístico de la información

### T4.1 Estudio de la repetibilidad de la medida

Para determinar la fiabilidad de las medidas se realizó un estudio de repetibilidad. Se llevó a cabo mediante la realización de medidas repetidas a un grupo de sujetos bajo condiciones idénticas (mismo método y mismo observador). Los resultados de los estudios de repetibilidad proporcionan medidas de fiabilidad y de concordancia.

### T4.2 Determinación de los Patrones de movimiento.

En esta fase se realizó el estudio de los valores de referencia de las variables biomecánicas registradas en los pacientes de los grupos de estudio. También se analizó la influencia de los factores *Altura*, *Masa*, *Sexo* y *Edad* sobre los patrones de normalidad. Posteriormente, se realizó un análisis factorial con el objetivo de reducir el número de variables a factores independientes, fruto de la combinación de variables con información correlacionada entre sí.

## 5. Fase 5. Discusión de resultados y conclusiones

En esta tarea se compararon de forma crítica los resultados de nuestro estudio con los obtenidos en trabajos equivalentes sobre subir y bajar escaleras y se resaltaron las principales aportaciones del presente trabajo.

Para finalizar, se describieron las principales limitaciones del estudio y se enumeraron las principales acciones que deberían emprenderse para continuar con la línea de investigación iniciada en el presente trabajo.

## 2. Material y métodos

### 2.1. Diseño experimental

#### 2.1.1. Selección de la muestra de estudio

Para llevar a cabo el objetivo fundamental de esta tesis se incluyeron dos grupos de estudio para poder realizar la comparación de sus características biomecánicas. Se buscó obtener una muestra heterogénea con patologías variadas y compensada en cuanto a sus niveles funcionales, de manera que no predominase el patrón producido por una alteración sobre los de las otras en el GP.

Para la realización de la fase experimental del estudio se definieron unos criterios de inclusión que garantizaran la homogeneidad y el control de la muestra. A continuación se detallan los criterios del proceso de selección de los sujetos de estudio.

- **Grupo control**

Para poder cumplir con los objetivos del presente trabajo, fue necesario recoger datos un grupo de control formado por sujetos sin patología ni sintomatología, en el sentido de no presentar aquellos rasgos que precisamente tratamos de discriminar en el grupo de pacientes con patología funcionalmente relevante en la rodilla.

Los criterios de inclusión definidos para la selección de la muestra de estudio en el grupo control han sido los siguientes:

1. Rango de edad comprendido entre los 18 y 79 años.
2. Rasgos antropométricos habituales. Para ello se descartaron personas con estatura y peso por fuera de los límites de tres veces la desviación típica de la muestra (192).
3. Ausencia de trastornos agudos o crónicos que pudieran alterar de cualquier forma el movimiento (por ejemplo, patología neurológica, artritis, lumbalgias, diabetes, vértigos, etc.).
4. Ausencia de antecedentes de patología de rodilla.

Para garantizar los criterios básicos de selección, un médico rehabilitador o un fisioterapeuta realizaron una exploración clínica, con el objetivo de confirmar el cumplimiento de los criterios de inclusión y la inexistencia de patologías que afectasen a la valoración.

- **Grupo de patología**

La muestra de población con patología de rodilla fue obtenida a partir de la colaboración entre el IBV y varios servicios de Traumatología y Rehabilitación. Se seleccionaron a los sujetos para este grupo atendiendo a los siguientes criterios de inclusión:

1. Pacientes con alteración funcional motivada por patología de la rodilla y diagnosticada por un especialista que se encargara de su seguimiento.
2. En el momento de la valoración, los pacientes tenían que tener clínica que les produjese alteración funcional manifiesta y ser verificada ésta por el médico que les derivaba en la exploración clínica y la observación directa del gesto de subir y bajar escaleras.
3. Ausencia de trastornos agudos o crónicos que pudieran alterar de cualquier forma el movimiento (por ejemplo, patología neurológica, artritis, lumbalgias, diabetes, vértigos, etc.).

Tras la finalización de las medidas y mediante observación de registros, se llegó a la conclusión de que había diferentes patrones de movimiento relacionados con factores como la clínica, la cirugía realizada o la estructura afectada. Por ello se propuso la formación de los subgrupos que englobasen estos distintos patrones. Los subgrupos se denominaron en relación a su etiología o la estructura lesionada predominante. Se consideró separar los subgrupos de Traumatológica y Degenerativa, aunque presentaban patrones similares, debido a la diferencia en la etiología de las lesiones y en las edades de los sujetos (ver tabla 3.3). Los criterios que fueron establecidos para confeccionar los subgrupos de patología se muestran a continuación en la tabla 2.1.

Tabla 2.1: *Criterios diagnósticos para la inclusión en los subgrupos.*

- a. Subgrupo *Meniscopatía.***
  - i. Roturas meniscales
  - ii. Meniscectomías parciales
  - iii. Meniscectomías totales
- b. Subgrupo *Ligamentoplastia***
  - i. Ligamentoplastias con lesión aislada del LCA
  - ii. Ligamentoplastias con lesiones meniscales añadidas
- c. Subgrupo *Femoropatelar***
  - i. Síndrome femoropatelar
  - ii. Condromalacia y artrosis rotulinas
  - iii. Luxación recidivante de rótula
  - iv. Luxación recidivante de rótula intervenida
- d. Subgrupo *Traumatológica***
  - i. Artritis traumática
  - ii. Edema óseo traumático
- e. Subgrupo *Degenerativa***
  - i. Gonartrosis

Se buscó la selección de personas de ambos sexos y en todo el rango de edades disponible a partir de 18 años. El objetivo era disponer de una muestra compensada en cuanto a edad, procurando que el grupo de patología estuviera equilibrado con el grupo control.

Todos los pacientes fueron reclutados por los distintos profesionales y servicios referidos y derivados al IBV para su valoración biomecánica. Una vez allí fueron explorados nuevamente por un médico rehabilitador encargado de realizar las medidas. Esto garantizó que todos los sujetos cumplieran con los criterios de inclusión.

### **2.1.2. Tamaño de la muestra de estudio**

La muestra de estudio debía ser suficientemente amplia como para poder hallar diferencias significativas en el estudio de comparación de medias, por lo que se realizó un estudio piloto previo para estimar las necesidades en cuanto a sujetos en los grupos.

El tamaño de la muestra de estudio se determinó a partir del cálculo de la potencia estadística. De este modo, garantizamos una capacidad mínima de los test para detectar diferencias estadísticamente significativas.

El tamaño de la muestra se calculó atendiendo a los criterios de potencia estadística de los principales test que se utilizaron en el estudio:

1. Minimización del error en la comparación de medias. Este criterio garantizó una potencia adecuada en la comparación de medias entre los grupos de estudio.
2. Criterio de Lachenbuch y Goldstein para determinar el mínimo tamaño muestral necesario para la realización del análisis discriminante (193).

La estimación del tamaño mínimo muestral necesario para la comparación de medias se calculó a partir de un estudio piloto realizado con una muestra inicial de 10 sujetos sanos y de 10 sujetos patológicos. Para ello se utilizó la expresión siguiente.

$$N = \frac{Z_{\alpha/2}^2 \cdot \sigma^2}{e^2}$$

Donde  $Z_{\alpha/2} = 1,645$  para un nivel de confianza del 95% Los cálculos se realizaron tomando como referencia los datos de la variable con mayor dispersión relativa (el ángulo de flexión de rodilla en la oscilación en subir escaleras). Para un error máximo admisible en dicha variable del 1% y una potencia estadística del 80 %, se obtuvo un tamaño muestral mínimo de  $N = 23$  sujetos.

### **2.1.3. Aspectos éticos del estudio**

La participación fue voluntaria de todos los sujetos del estudio y se mantuvo su confidencialidad al identificar con un código a cada participante. Además quedó establecido que una negativa inicial a participar voluntariamente o un retiro prematuro,



no conllevaría menoscabo alguno en la atención médica habitual por parte de los médicos que lo tratan. Se siguieron todas las indicaciones del Protocolo de Helsinki (194) y fue evaluado por el Comité Ético de la Universidad de Valencia, que dio su autorización. Cada sujeto recibió una hoja informativa y una explicación por parte del personal clínico sobre el estudio, que atendió sus dudas sobre su papel en el estudio. Posteriormente se solicitó su aceptación mediante la firma del documento de consentimiento informado (apéndice B).

#### **2.1.4. Medios experimentales**

Para la realización de las medidas del estudio se utilizaron dos habitaciones diferentes, dentro del Instituto de Biomecánica de Valencia. Por una parte la sala de exploración, donde se evaluaba clínicamente al paciente, con un registro de datos físicos y clínicos y una exploración médica y, por otra parte, el laboratorio de análisis del movimiento con los escalones y los equipos de medida (plataformas dinamométricas y sistema de fotogrametría).

- **Equipos generales**

La sala de exploración del IBV disponía de una báscula electrónica para determinar el peso del sujeto, con una escala vertical para la medida de la estatura. La precisión de la báscula era de 100 g y la escala vertical estaba graduada en milímetros.

La exploración física se realizó en todos los sujetos, tanto para descartar patología en los sujetos del grupo control como para valorarla en los sujetos del grupo de patología.

La sala disponía de materiales para la exploración del paciente habituales en una consulta médica: una camilla para exploración en decúbito, goniómetros y dinamómetros. Existía además espacio suficiente para poder realizar una exploración física al paciente con patología de rodilla, incluyendo análisis visual de la marcha o el acuellamiento.

Se utilizó también un taburete como accesorio, ya que la instrumentación del sujeto de estudio se realizaba en posición de sedestación.

- Escaleras

Las medidas de la escalera se especifican en la Figura 9. El tramo de escalera estaba compuesto por dos escalones de 20 cm de altura cada uno y sin baranda. Las dimensiones de anchura y profundidad correspondían con las de la plataforma dinamométrica, que se especifican posteriormente. La inclinación era de 28,4°.

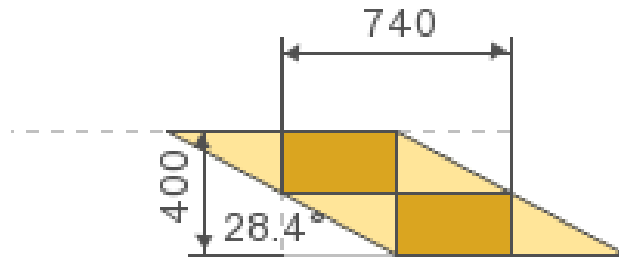


Figura 9: Configuración y medidas de la escalera (en mm). Se incluye la inclinación (en grados).

El escalón más bajo se situó sobre una de las plataformas dinamométricas, encajando para ello los pernos de su parte inferior en los alojamientos dispuestos en la cara superior de la plataforma de fuerzas. El escalón de altura 40 cm se colocó a continuación del primero, hacia la parte exterior de las plataformas de fuerzas. Los escalones se situaron adyacentes, pero sin contacto entre sí, como se aprecia en la Figura 10.

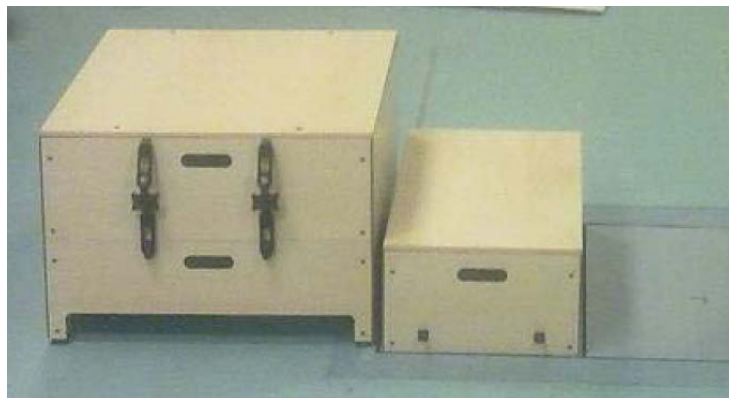


Figura 10: Escalones instrumentados. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).

- **Plataformas dinamométricas**

El registro de las fuerzas de reacción del suelo se realizó a través de 2 plataformas dinamométricas Dinascan/IBV (IBV, Valencia, España). Las características y especificaciones técnicas del equipo de plataformas dinamométricas se exponen en la tabla 2.2 y su configuración en la Figura 11.

La plataforma se instrumenta mediante cuatro captadores octogonales, a cada uno de los cuales se han adherido las 8 galgas extensométricas. Cuatro de éstas son sensibles a cargas verticales y las otras cuatro a esfuerzos en una dirección horizontal.

Cuando el individuo incide o se coloca sobre la plataforma, la fuerza ejercida por el pie sobre ella se reparte entre los captadores, que generan las correspondientes señales electrónicas en función de la carga asumida por cada uno de ellos. A partir de las ecuaciones de equilibrio dinámico de la placa superior de la plataforma se realiza el cálculo de las tres componentes de la fuerza de reacción, las coordenadas del centro de presión vertical y el momento torsor sobre la plataforma.

Las plataformas se encontraban alineadas con el nivel del suelo, de manera que no sobresalían del firme.

Automáticamente realizaban una tara antes de comenzar las medidas para identificar el estado sin carga como 0. La calibración de las plataformas estuvo a cargo del personal cualificado del IBV.

Tabla 2.2: Especificaciones técnicas de las plataformas dinamométricas.

Área activa	600x370 mm
Altura	100 mm
Peso	25 Kg.
Rango de Medida en Fuerzas Verticales	4500 N
Rango de Medida en Fuerzas Horizontales	$\pm 750$ N
Rango de Calibración en Fuerzas Verticales	2000 N
Rango de Calibración en Fuerzas Horizontales	$\pm 400$ N

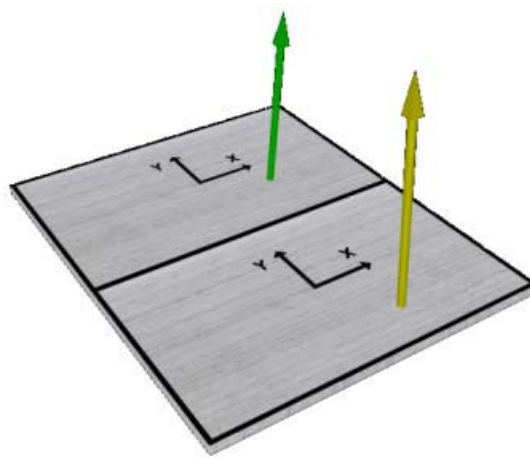


Figura 11: *Configuración de las plataformas dinamométricas. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).*

- **Sistema de fotogrametría**

Para analizar los movimientos se utilizó el equipo de video fotogrametría. El registro biomecánico de los dos gestos funcionales también se realizaba según un protocolo muy /IBV (IBV, Valencia, España). Está basado en tecnología vídeo digital y calcula las posiciones de los segmentos corporales de forma automática y en tiempo real. Las especificaciones técnicas del sistema se muestran en la tabla 2.3.

El sistema de fotogrametría estaba integrado por los siguientes componentes:

- Cámaras digitales con salida GigaBit Ethernet con focos de infrarrojos tecnología led integrados (Figura 12).
- Switch GigaBit Ethernet
- PC para el procesado de datos
- Cableado de cámaras.

El error experimental del sistema de medida utilizado en la presente investigación fue analizado en un estudio previo (54). Se concluyó que la pequeña magnitud del error del sistema de medida no tenía una influencia relevante en los cálculos cinemáticos. Los resultados del análisis fueron los siguientes:

- Error accidental en la medida de posición  $< 0,7$  mm.
- Error sistemático en la medida de posición =  $1,9$  mm/m.
- Error en el cálculo del desplazamiento lineal  $\approx 0,2$  mm.
- Error en el cálculo del desplazamiento angular  $< 0,05^\circ$ .

El sistema realizaba el análisis de movimientos de objetos o sistemas mediante la medición de la posición y desplazamiento de marcadores fijados sobre los segmentos corporales. Los marcadores utilizados en este trabajo eran esféricos y con un diámetro de 16 mm y se colocaron con ayuda de los adhesivos circulares.

Se utilizan asociados a un sistema de iluminación de la propia cámara que emite luz infrarroja. De esta forma, en la imagen obtenida en condiciones de luz ambiental controlada, se podían distinguir claramente al estar contrastados respecto al resto de la imagen. Las cámaras en modalidad infrarroja son sensibles únicamente a la longitud de onda correspondiente y por este motivo, en esta configuración, solo son sensibles a la imagen de los marcadores reflectantes. Cada cámara incorporaba, además, una óptica zoom que se adapta a las características del laboratorio y un anillo circular emisor de luz infrarroja.

La calibración del sistema es importante y consiste en la correspondencia que existe entre la posición de un objeto y la que indican las imágenes grabadas por cada una de las cámaras.

El modelo biomecánico, que posteriormente se justifica, utilizaba 16 marcadores reales, 8 para cada miembro inferior, y 4 marcadores virtuales, que sólo se utilizaban para la calibración y estaban colocados en ambos cóndilos femorales y maléolos. Esta disposición y selección del tamaño de los marcadores nos permitió analizar el movimiento de cada uno de los segmentos dentro del espacio calibrado y de forma relativa entre ellos.

El algoritmo utilizado para el cálculo de las coordenadas espaciales de los marcadores a partir de las imágenes planas era la transformación lineal directa, conocida por sus siglas en inglés DLT. Se basa en la determinación, por optimización, de las ecuaciones que relacionan las coordenadas planas con las espaciales, a partir de los datos espaciales (reales y de los datos planos digitalizados) de un sistema de referencia (54).

Ambos sistemas de valoración biomecánica, el equipo de fotogrametría y las plataformas dinamométricas, se utilizaron de manera sincronizada.

Tabla 2.3: *Especificaciones técnicas del sistema de fotogrametría.*

Rango de medida	0°-360°
Resolución	0,01°
Incertidumbre expandida	<1,5°

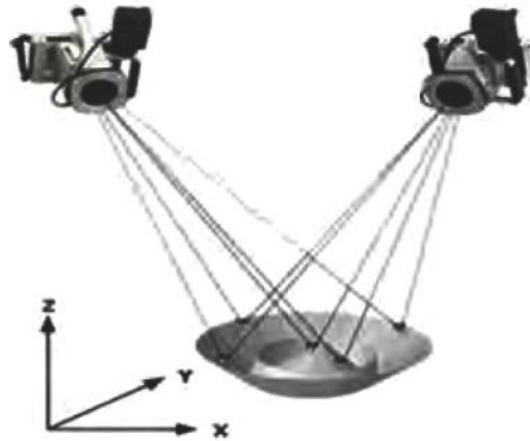


Figura 12: *Sistema de fotogrametría. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).*

### **2.1.5. Procedimiento de ensayo**

A continuación, se procede a exponer la metodología de valoración seguida con cada uno de los sujetos de ensayo, explicando con detalle las diferentes valoraciones realizadas, empezando con una valoración clínica y finalizando con el registro biomecánico propio del ensayo.

- **Consentimiento informado y valoración clínica**

La valoración clínica, primera parte del procedimiento de ensayo, se realizaba en la sala de valoración o exploración del IBV, y consistía en los siguientes pasos previos a la medida:

- Se informaba a la persona participante en el estudio en qué consistía el estudio, los objetivos y el tipo de medidas a realizar.
- Se solicitaba la firma del consentimiento informado con ayuda de la hoja de conformidad y consentimiento de la realización del ensayo (apéndice B).
- Se registraban sus datos antropométricos (peso y estatura), con ayuda de los accesorios (tallímetro y balanza) con el fin de poder estudiar la influencia de determinadas variables relacionadas con características antropométricas del sujeto en el movimiento
- Le era asignado a cada sujeto un código de identificación, siguiendo la Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal.
- Se llevaba a cabo una exploración clínica por parte de un médico rehabilitador para garantizar el cumplimiento de los criterios de inclusión.

La caracterización del estado clínico de los pacientes era importante para poder entender su estado funcional, y comprender a la vez mejor su situación cuando lo comparásemos con aquellas variables biomecánicas más significativas del registro obtenido. Por ello, todos los sujetos fueron sometidos a una rigurosa anamnesis y exploración clínica en la sala de exploraciones del IBV. La exploración clínica consistía en una evaluación médica habitual ante pacientes con patología de miembros inferiores, basándose ésta en la localización, mediante presión digital y palpación, de puntos dolorosos, maniobras

para comprobar la estabilidad articular y determinación del balance articular y muscular. Además, se inspeccionaban los datos clínicos, exploraciones complementarias (Rx, RMN, EMG, TAC, etc.) y tratamientos (farmacológicos, físicos, infiltraciones, etc.) aportados por el sujeto.

El primer objetivo de esta evaluación, previa al ensayo biomecánico, era encontrar criterios de exclusión que contraindicasen la participación del sujeto en nuestro estudio. Si era del grupo control de sujetos sanos se le descartaban posibles enfermedades o trastornos musculoesqueléticos que hubiera podido padecer y que lo excluirían del grupo control, aunque ya se le había preguntado antes de ser seleccionados para el estudio. En el caso de sujetos del grupo de patología, se les realizaba una anamnesis y una completa exploración clínica para verificar su alteración funcional. El segundo objetivo era obtener datos clínicos relevantes que ayudasen a la interpretación de los resultados de la valoración.

Al final de todo el procedimiento de valoración clínica expuesto, se registraban los resultados obtenidos y, si el sujeto cumplía todos los requisitos del estudio, se procedía a pasar a la fase de valoración biomecánica.

- **Procedimiento de medida**

Una vez finalizada la valoración clínica se procedía al registro biomecánico de cada uno de los sujetos para las actividades de subir y bajar escaleras. Este registro se realizaba en el laboratorio de análisis del movimiento del IBV.

A continuación se describe secuencialmente el protocolo de registro biomecánico realizado a cada uno de los sujetos del ensayo.

- **Instrumentación del sujeto**

La instrumentación se realizaba con el sujeto en sedestación, para lo que se utilizaba una silla sin respaldo ni reposabrazos (tipo taburete). El sujeto utilizaba un pantalón corto sujeto con unas cinchas en ambos lados para evitar que se ocultasen los marcadores del muslo. También se debía descalzar, para que la amortiguación no disminuyera el efecto de la carga del propio peso corporal al realizar la actividad.



Para la instrumentación se colocaban, mediante discos adhesivos de doble cara, los 4 marcadores reflectantes situados sobre los siguientes relieves anatómicos: cóndilos femorales externos y maléolos externos. Posteriormente se situaban en muslos y piernas los 12 marcadores reales formando los triángulos alargados con los vértices anteriores para los muslos y posteriores para las piernas, como se explica en el modelo biomecánico (apartado 2.2).

#### ○ **Calibración**

Posteriormente se situaba al sujeto en la posición inicial, de pie, delante de los escalones y con los brazos cruzados sobre el pecho para evitar que los brazos ocultasen marcadores (Figura 13). El tiempo de grabación de la calibración era de 3 segundos. Una vez grabada la calibración del sujeto se quitaban los 4 marcadores virtuales (cóndilo y maléolo de cada pierna) para poder iniciar la valoración de las pruebas.



Figura 13: *Posición para la calibración. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).*

- **Grabación de las medidas**

El registro biomecánico de los dos gestos funcionales se realizaba según el siguiente protocolo. Para empezar se instruía al sujeto en el modo de realización de la prueba explicándole cada uno de los pasos a seguir.

A continuación se situaba al sujeto de nuevo en la posición de partida, de pie, con los brazos cruzados, delante de los escalones y con la mirada al frente (Figura 13). El protocolo de adquisición comenzaba con la prueba de subir escaleras iniciando el gesto con la pierna derecha y así alternativamente hasta conseguir 6 pruebas, tanto de subir como de bajar escaleras (3 con derecha y 3 con izquierda de cada uno de los gestos).

La toma de las medidas incluía la grabación de la escena y el registro de fuerzas de manera simultánea y sincronizada. Se insistía al sujeto que debía mantener los brazos cruzados durante todo el gesto de subir o bajar las escaleras para no ocultar marcadores.

El sujeto, siguiendo las órdenes previas del valorador, efectuaba la primera pisada en la plataforma sin escalón, posteriormente subía al primer escalón (situado sobre la segunda plataforma) con la otra pierna, y terminaba la prueba subiendo al escalón superior. En este momento debía juntar los pies y permanecer sin moverse hasta que el valorador le indicara que podía girarse. Tras cada grabación se comprobaba la reconstrucción 3D de los marcadores para verificar que no se había producido ningún error en la digitalización.

Una vez finalizada la grabación del gesto de subir escaleras, se guardaba la prueba y se iniciaba el proceso de registro y filmación de la prueba siguiente, una del gesto de bajar escaleras. Al realizarse las pruebas iniciando con los pies de manera alternativa, el siguiente pie indicado bajaba el escalón, mientras que el contrario era el que contactaba con el suelo. Posteriormente se colocaba en el suelo también el pie que inició la secuencia y se acababa el gesto juntando el contrario en paralelo. Finalizaba con el sujeto quieto y con los pies juntos fuera de las plataformas hasta que el valorador le daba la orden para girarse y volviese a empezar de nuevo con la siguiente prueba, la siguiente medida del gesto de subir escaleras. Previamente, se volvía a comprobar la reconstrucción 3D y guardar si el registro y la digitalización eran correctos.

Este procedimiento se efectuaba 6 veces en cada sentido hasta completar 3 medidas para cada gesto y cada pierna.

- **Digitalización**

Al finalizar la grabación de una prueba, la aplicación identificaba automáticamente los marcadores y la digitalizaba completamente siguiendo sus trayectorias mientras que el marcador fuera visible para al menos dos de las cámaras simultáneamente (figura 14).

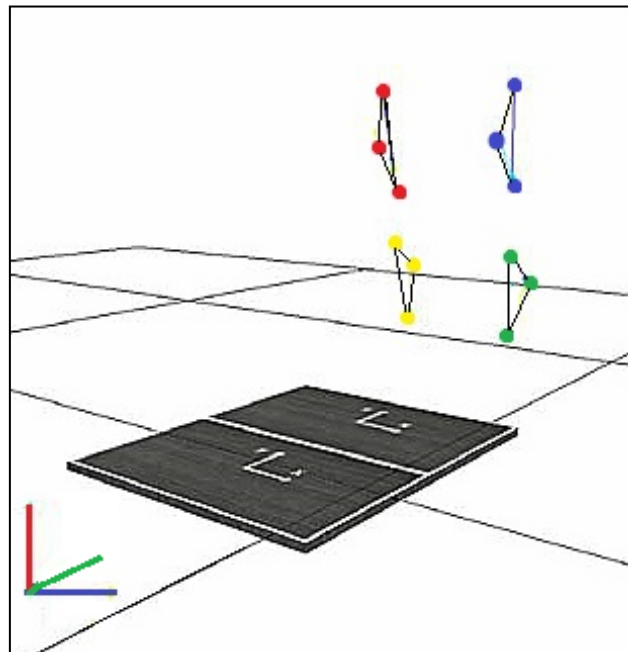


Figura 14: *Representación del resultado de la digitalización de un fotograma. (Imagen adaptada del Instituto de Biomecánica de Valencia).*

## 2.2. Modelo biomecánico

Un modelo es una representación teórica del objeto-sistema en estudio que permite simular, reproducir o analizar su comportamiento real de forma aproximada. Para que el error sea mínimo es imprescindible detallar el método y el modelo biomecánico utilizados cuando se pretende reproducir y comparar estudios de estas características.

La cinemática de la rodilla se analizó y se describe como el movimiento del fémur relativo a la tibia. Por ello, el modelo biomecánico de miembros inferiores utilizado consiste en dos segmentos por cada miembro inferior, muslo y pierna, que delimitan las rodillas correspondientes.

El modelo biomecánico consta de 16 marcadores: 8 en cada miembro inferior. De ellos, 12 son marcadores reales y 4 virtuales. Los marcadores virtuales se utilizan para que el sistema obtenga las referencias de rodilla y tobillo durante la calibración y se retiraban antes de comenzar las pruebas. Los marcadores fijos configuran los segmentos de muslo y pierna, y permanecían durante toda la valoración.

Basándose en las recomendaciones para la valoración de la cinética y cinemática de miembros inferiores (195), se localizaron los puntos anatómicos para los marcadores virtuales referencia de nuestro modelo en las prominencias óseas de cóndilos femorales y maléolos externos con el sujeto en sedestación en un taburete. Los marcadores reales se colocaban en forma de triángulos alargados en la dirección de los segmentos de muslo y pierna, con un vértice hacia delante en el muslo y hacia atrás en la pierna (Figura 15). Como su función es definir segmentos su localización no tiene que ser exacta, pero debe permanecer fija tras ser referenciados a los marcadores virtuales, es decir, a las referencias anatómicas, durante la calibración. Una vez realizada, los 4 marcadores virtuales eran retirados.

Estos segmentos son considerados como sólidos rígidos, lo que simplifica el análisis al asumir que la estructura no se deforma bajo carga. El análisis de los momentos de reacción que actúan sobre las articulaciones se realiza a partir de la estimación de la masa de los segmentos y las fuerzas de reacción del suelo durante la fase de descarga del movimiento. Las fuerzas externas consideradas para cada uno de los segmentos incluyen la fuerza de reacción del suelo y el peso estimado del segmento (58).

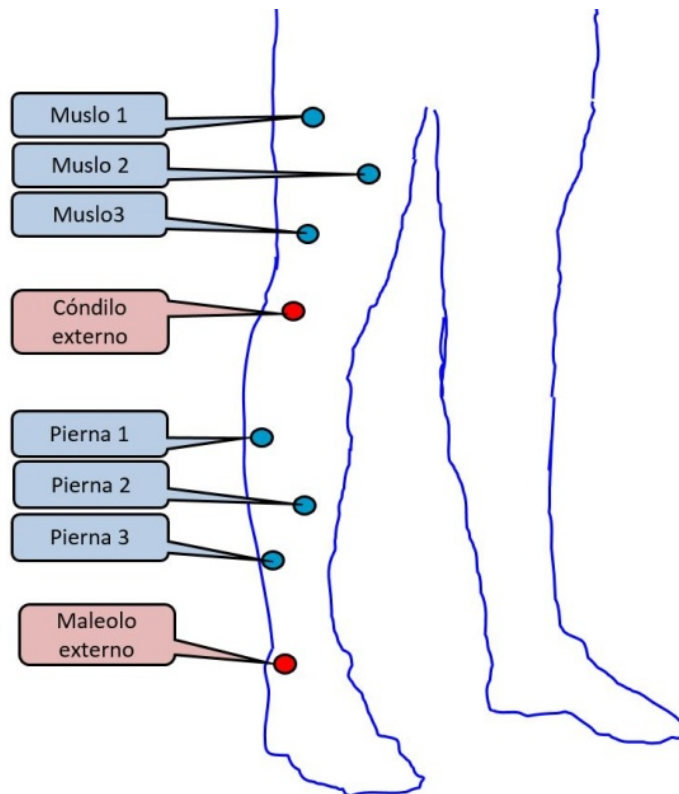


Figura 15: *Modelo de marcadores en el miembro inferior derecho. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).*

### 2.2.1 Requerimientos del modelo

Los condicionantes generales para la elección del modelo de miembros inferiores eran varios:

- La necesidad de tener un modelo cuyos registros fuesen válidos y repetibles.
- La utilización del modelo en un sistema de video-fotogrametría, con las dificultades asociadas a la ocultación de marcadores. Por ello, se prefirió un modelo con marcadores en la parte externa de los miembros inferiores, donde la ocultación es menos probable.
- La preferencia de un modelo más simple sobre uno más complejo para reducir al máximo el tiempo de la instrumentación y de digitalización manual.
- Las patologías de rodilla a valorar no son grandes alteraciones funcionales o morfológicas. Es decir, el modelo no tiene como objetivo servir para valorar

personas con gran alteración funcional (con escaso control motor de los miembros, síndromes neurológicos, con grandes deformidades o con grandes disimetrías). Ello complicaría el modelo para poder hacer valoraciones más complejas.

- El movimiento de la rodilla durante los gestos de subir y bajar escaleras tiene lugar principalmente en el plano sagital. Si bien el movimiento es escaso en el plano frontal, es también interesante valorar los momentos en ese plano, ya que aportan mucha información sobre el movimiento en sujetos con patología y estrategias de compensación. En cambio, el movimiento de rotación de la rodilla, además de escaso, no tiene tanta importancia en los gestos seleccionados y su registro presenta menos validez por el error asociado a la piel (196). Por lo tanto, el modelo se creó considerando los miembros inferiores tanto en el plano sagital como frontal, con la intención de obtener información en estos movimientos más relevantes de la rodilla en los gestos a analizar.

### **2.2.2. Parametrización**

Para parametrizar, es preciso antes definir y delimitar los ciclos que se van registrando, de manera que las variables sean referenciadas a instantes de ese ciclo. Se definió en este estudio el ciclo de subir escaleras como la secuencia de acontecimientos transcurridos entre el inicio y fin de cada gesto.

En la prueba de subir escaleras se medía la transición entre el suelo y el primer escalón del miembro principal, con una pequeña inercia del paso inicial en el suelo (Figura 16). Se adoptaba como inicio del ciclo en la prueba de subir escaleras el instante de tiempo en el que el pie secundario iniciaba su contacto con el suelo en la primera pisada (plataforma A); y final del ciclo, cuando el pie principal dejaba de estar en contacto con el primer escalón (el que estaba sobre la plataforma B).

A diferencia de la marcha, se tomó primero la fase de oscilación y luego la de apoyo. La disposición de las plataformas en el suelo (plataforma A) y bajo el primer escalón (plataforma B) hace que se tenga que cambiar el orden de las fases en este estudio en la prueba de Subir escaleras, pasando a estar la fase de oscilación antes que la de apoyo. Los registros en las plataformas como inicio y final del ciclo ofrecen una gran exactitud para su medida y por eso se decidió tomarlos como referencias.



Figura 16: *Inicio (izquierda) y final (derecha) del ciclo subir escaleras. (Imágenes cedidas por el Instituto de Biomecánica de Valencia).*

Se define el ciclo en esta prueba de bajar escaleras como la secuencia de acontecimientos transcurridos entre el inicio y fin del siguiente gesto (Figura 17). Se adopta como principio de ciclo de bajar el instante de tiempo en el que el pie principal inicia su contacto con el escalón inmediatamente inferior (el que está sobre la plataforma B) y final del ciclo cuando el pie secundario deja de estar en contacto con la plataforma del suelo (plataforma A). Por lo tanto, en el gesto de bajar escaleras también se mide la transición del suelo con el primer y segundo escalones, pero comenzando desde un estado en parado, sin inercia.



Figura 17: *Inicio (izquierda) y final (derecha) del ciclo bajar escaleras. (Imágenes cedidas por el Instituto de Biomecánica de Valencia).*

La parametrización se realizó mediante el software de los equipos de medida, siendo las variables utilizadas para su estudio agrupadas en las siguientes categorías:

### VARIABLES TEMPORALES

Las variables descritas a continuación se obtienen a partir de las señales provenientes de las plataformas de fuerzas y de los datos del movimiento (ángulo de flexión de rodilla). Se encuentran expresadas en segundos (s).

- **Tiempos de ciclo** ( $T_{ciclo\_S}$  y  $T_{ciclo\_B}$ ): tiempos de un ciclo completo de subir o de bajar escaleras según han sido definidos previamente.
- **Tiempo de apoyo** ( $T_{apo\_S}$  y  $T_{apo\_B}$ ): tiempos durante el cual el pie principal está en contacto con el escalón encastrado sobre la plataforma (Figura 18).

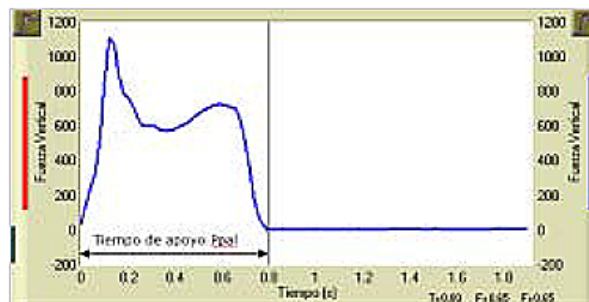


Figura 18: Definición del tiempo de apoyo en bajar escaleras. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).

### VARIABLES DERIVADAS DE LA MOVILIDAD DE RODILLA.

Durante la marcha, la movilidad en flexo-extensión no es excesiva en cuanto a rango, alcanzando unos  $60^\circ$  como máximo (93). Es debido a que la función predominante es la de dar estabilidad y los miembros no tienen que superar ningún obstáculo si el desplazamiento es en una superficie llana. Sin embargo, como se aprecia en la gráfica del ángulo de flexo-extensión en subir escaleras (Figura 19 izquierda), la rodilla precisa flexionarse más de  $80^\circ$  para no tropezar con el escalón precedente, momento en el que se produce el pico de flexión ( $Ang\_ppal\_osc\_S$ ). La gráfica del ángulo de rodilla en el plano sagital puede dividirse en dos fases. En la fase de oscilación se aprecia este pico de flexión máxima, en el que la rodilla tiene que flexionarse activamente. Se inicia la



extensión hasta que contacta con el escalón. Entonces comienza la fase de apoyo en que se produce una pequeña meseta ( $Ang\_ppal\_apo\_S$ ) y luego otra pendiente de extensión hasta alcanzar la extensión casi completa ( $Ang\_ppal\_des\_S$ ).

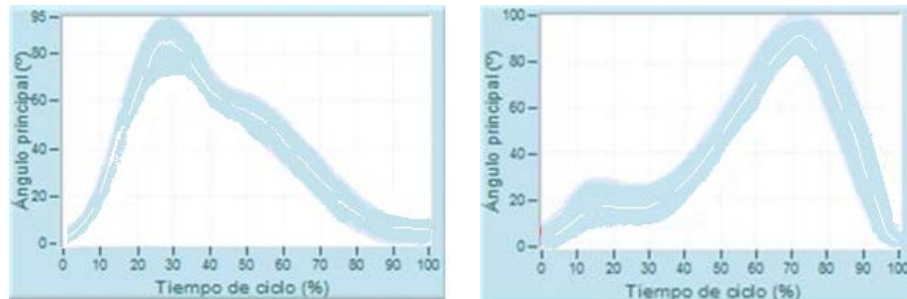


Figura 19: Gráficas de los ángulos de flexión-extensión en subir (izquierda) y bajar escaleras (derecha), mostrando las bandas de normalidad (azul claro) y la media (línea discontinua). (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).

La gráfica del ángulo de rodilla en el plano sagital del ciclo de bajar escaleras se puede dividir también en dos partes (Figura 19 derecha). En la primera, tras la carga sobre el miembro se produce una ligera flexión para amortiguar ( $Ang\_ppal\_apo\_B$ ), pero la rodilla está con pocos grados de flexión durante casi todo el apoyo ( $Ang\_ppal\_des\_B$ ). En la segunda parte, se produce un pico una flexión más pronunciada con un pico máximo ( $Ang\_ppal\_osc\_B$ ) cuando la rodilla tiene que evitar que el pie tropiece con el escalón antes de iniciar un nuevo apoyo.

Los ángulos en el plano sagital de ambos miembros caracterizan la estrategia postural durante el gesto. Se han relacionado con los registros de fuerza vertical de las plataformas dinamométricas, para obtener los ángulos de flexión en instantes concretos de la realización del gesto (apoyo, despegue y oscilación). Están expresados en grados ( $^{\circ}$ ). En otros estudios se utilizan como referencia el momento del contacto inicial y final del pie sobre el escalón. Sin embargo, existe una gran variabilidad en la forma de contactar el pie en el escalón entre los sujetos sanos. Unos lo hacen con el antepié y otros con la planta completa (197). Por ello, creemos que el instante de la carga máxima en el apoyo ( $A\_ppal\_apo\_B$ ) es menos dependiente de la estrategia de contacto inicial que utiliza el sujeto.

- **Ángulos principales de apoyo:** ángulos de flexión de rodilla en los instantes del máximo pico de fuerza de apoyo en el primer escalón en cada actividad (Figura 20).

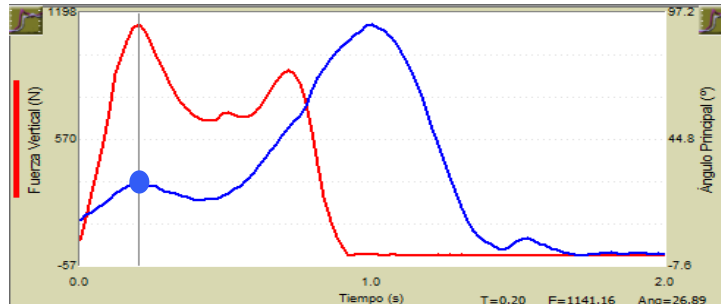


Figura 20. Definición del ángulo principal de apoyo al bajar escaleras. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).

- **Ángulos principales de despegue:** ángulos de flexión de rodilla en los instantes del máximo pico de fuerza de despegue en el primer escalón en cada actividad (Figura 21).

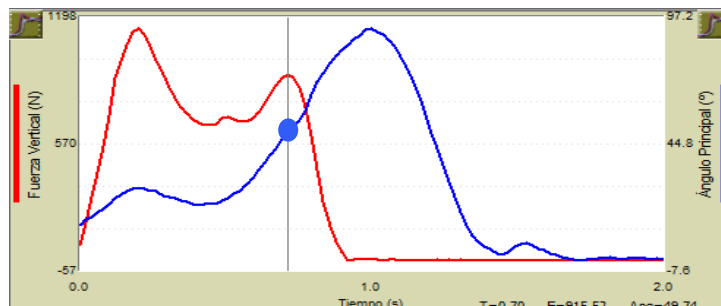


Figura 21: Definición del ángulo principal de despegue al bajar escaleras. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).

- **Ángulos principales de oscilación:** ángulos máximos de flexión de rodilla durante la fase de oscilación del miembro principal en cada actividad (Figura 22).

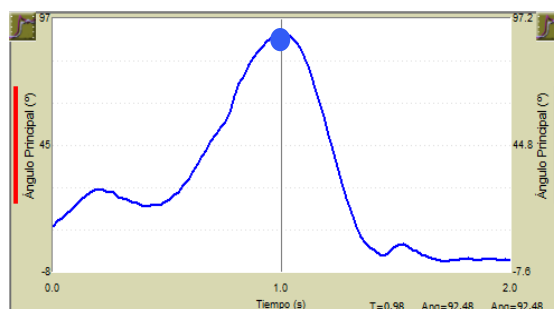


Figura 22: *Definición del ángulo principal de oscilación al bajar escaleras. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).*

- **Ángulos secundarios de apoyo:** ángulos de la rodilla contralateral en el momento del máximo pico de fuerza de apoyo del miembro principal en la plataforma del suelo.
- **Ángulos secundarios de oscilación:** ángulos máximos de flexión de la rodilla del miembro secundario durante su fase de oscilación.

#### **Variables derivadas de las fuerzas de reacción del suelo.**

Los parámetros de fuerzas verticales de reacción del suelo están normalizados por el peso del sujeto, por lo que son adimensionales. Para la realización del estudio de repetibilidad se utilizaron los parámetros de las tres componentes de la fuerza de reacción (vertical, antero-posterior y medio-lateral) que se explican a continuación. Sin embargo, por su baja repetibilidad se decidió prescindir de los parámetros de las curvas de fuerzas antero-posteriores y medio-laterales para el análisis posterior (apartado 3.3).

Las curvas de las fuerzas verticales de sujetos sanos en la actividad de subir y bajar escaleras se muestran en la Figura 23. Como en el caso de la marcha, destacan tres zonas: pendiente ascendente y primer máximo al inicio del apoyo; descenso en zona intermedia o de oscilación (del otro miembro) y ascenso a otro máximo en el despegue. La curva de fuerzas verticales en la actividad de subir escaleras es muy similar a la descrita para la marcha, pero destaca el mayor pico de fuerza en el despegue ( $Fz\_des\_S$ ), producido por los flexores plantares. En la curva de las fuerzas verticales en la actividad de bajar escaleras destaca el primer máximo al inicio del apoyo ( $Fz\_apo\_B$ ). Es el mayor pico y es debido a la carga monopodal del peso del sujeto con la energía potencial al descender

el centro de gravedad la altura del escalón. Luego se produce un descenso en zona intermedia ( $Fz\_osc\_B$ ), que corresponde a la oscilación del miembro contralateral, y posteriormente un ligero ascenso a otro máximo en el despegue ( $Fz\_des\_B$ ), que es menor que el primer pico, y que aparece debido a la fuerza para controlar el descenso al escalón siguiente.

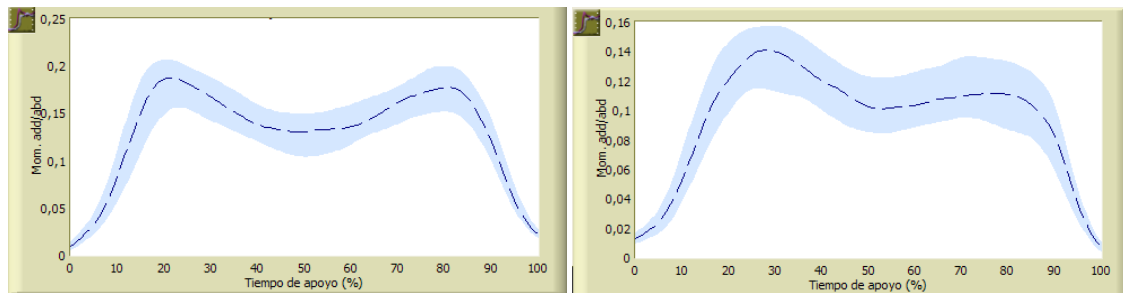


Figura 23: Gráficas de las fuerzas verticales normalizadas por el peso de sujetos sanos en las pruebas de subir escaleras (izquierda) y de bajar escaleras (derecha), mostrando las bandas de normalidad (azul claro) y la media (línea discontinua). (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).

De esta manera, se definen los siguientes parámetros:

- **Fuerzas verticales de apoyo:** primeros picos de fuerza de reacción vertical que aparecen en la plataforma situada bajo el escalón en la primera parte del apoyo, con la finalidad de asentar correctamente el pie en el suelo en cada actividad (Figura 24).

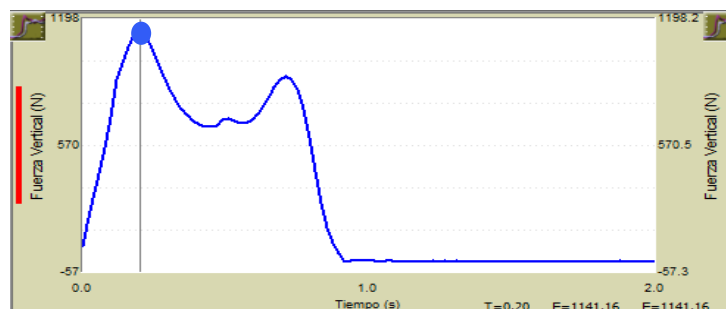


Figura 24: Definición de la fuerza vertical de apoyo en bajar escaleras. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).

- **Fuerzas antero-posteriores de apoyo:** fuerza de reacción máxima en el eje antero-posterior que aparece en la plataforma situada bajo el escalón en los primeros instantes del apoyo, con la finalidad de asentar correctamente el pie en el suelo.
- **Fuerzas medio-laterales de apoyo:** fuerzas de reacción máximas en el eje medio-lateral que aparecen en la plataforma situada bajo el escalón en los primeros instantes del apoyo, con la finalidad de asentar correctamente el pie en el suelo.
- **Fuerzas verticales de oscilación:** mínimos de fuerza de reacción vertical que aparecen entre los dos picos máximos en la fase media del apoyo (durante la fase de oscilación del miembro contralateral) (Figura 25).

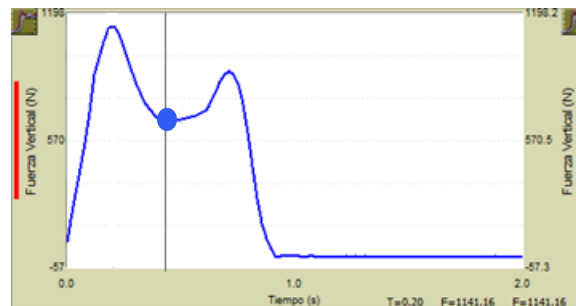


Figura 25: Definición de la fuerza vertical de oscilación en bajar escaleras. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).

- **Fuerzas antero-posteriores de oscilación:** fuerzas de reacción máximas en el eje antero-posterior que aparecen en la plataforma situada bajo el escalón en la fase media del apoyo del pie.
- **Fuerzas medio-laterales de oscilación:** fuerzas de reacción máximas en el eje medio-lateral que aparecen en la plataforma situada bajo el escalón en la fase media del apoyo del pie.
- **Fuerzas verticales de despegue:** segundos picos máximos de fuerza de reacción vertical, que aparecen en al final del apoyo (Figura 26).

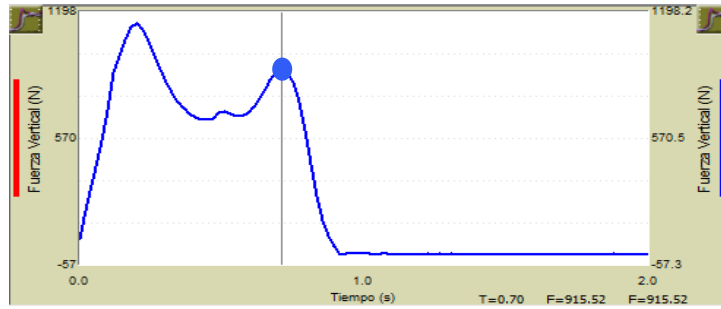


Figura 26: Definición de la fuerza vertical de despegue al bajar escaleras. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).

- **Fuerzas antero-posteriores de despegue:** fuerzas de reacción máxima en el eje medio-lateral que aparecen en la plataforma situada bajo el escalón al final del apoyo.
- **Fuerzas medio-laterales de despegue:** fuerzas de reacción máxima en el eje medio-lateral que aparecen en la plataforma situada bajo el escalón al final del apoyo.

#### VARIABLES DERIVADAS DEL ESTUDIO DE LOS MOMENTOS EN LA RODILLA.

Los parámetros cinéticos derivados de los momentos están normalizados por peso y la altura de la rodilla, por ello no tienen unidades. Además, para su cálculo se utilizaba un modelo antropométrico del miembro inferior. Éste se calculaba a partir de las coordenadas de los marcadores virtuales del tobillo y la rodilla, de la masa corporal total y del sexo. La masa de los distintos segmentos se estimaba multiplicando la masa corporal (m) por un factor. Después se consideraba el conjunto pierna-pie y se calculaba la posición del centro de masas (CM) del conjunto. A continuación se presenta el cálculo para la rodilla derecha según el sexo del sujeto. Para la izquierda se calculaba igual pero tomando la posición de los marcadores correspondientes.

- Para los hombres:

$$m_{\text{pierna}} = 0,0433 \cdot m \quad m_{\text{pie}} = 0,0137 \cdot m$$

$$\vec{r}_{\text{CM}_{\text{DCHA}}} = \vec{r}_{\text{RodD}} + \left[ 0,4459 + \left( 0,4459 \frac{m_{\text{pie}}}{m_{\text{pierna}}} \right) \right] (\vec{r}_{\text{TobD}} - \vec{r}_{\text{RodD}})$$

- Para las mujeres:

$$m_{\text{pierna}} = 0,0481 \cdot m \quad m_{\text{pie}} = 0,0129 \cdot m$$

$$\vec{r}_{\text{CM}_{\text{DCHA}}} = \vec{r}_{\text{RodD}} + \left[ 0,4416 + \left( 0,4416 \frac{m_{\text{pie}}}{m_{\text{pierna}}} \right) \right] (\vec{r}_{\text{TobD}} - \vec{r}_{\text{RodD}})$$

El momento de fuerza en la rodilla (en la posición del cóndilo obtenida en la medida de calibración) se calculaba, para cada pierna, a partir de la posición del centro de presiones (CDP) y de la posición del centro de masas. La posición del CM se obtenía a partir del modelado antropométrico. Suponiendo el caso de que la pierna izquierda actuaba sobre la plataforma ‘A’ (primer escalón), se calculaba de la siguiente manera (Figura 27):

$$\vec{M}_{\text{RodIZDA}} = \vec{M}_{\text{FR}} + \vec{M}_{\text{PesoPIZDA}}$$

Siendo:

$M_{\text{FR}}$  = Momento de fuerza de la rodilla

$M_{\text{PesoP.Izq}}$  = Momento generado por el peso de la pierna.

El momento de rodilla obtenido es un vector dado por tres componentes espaciales. Sin embargo solamente se tomaban las dos primeras componentes, siendo respectivamente los momentos de flexión-extensión (vector en la dirección antero-posterior) y el momento varizante-valguizante (vector en dirección medio-lateral).

Además, era necesario conocer la altura del sujeto, ya que se utilizaba para normalizar los momentos de fuerza. Se tomaba la altura del marcador virtual de la rodilla para las 10 primeras muestras del movimiento (antes de que el paciente se empezase a mover). Se promediaba en cada muestra la altura de ambas rodillas. El resultado a su vez se promediaba durante los 10 primeros instantes y este dato era el que se utilizaba para normalizar los momentos de fuerza.

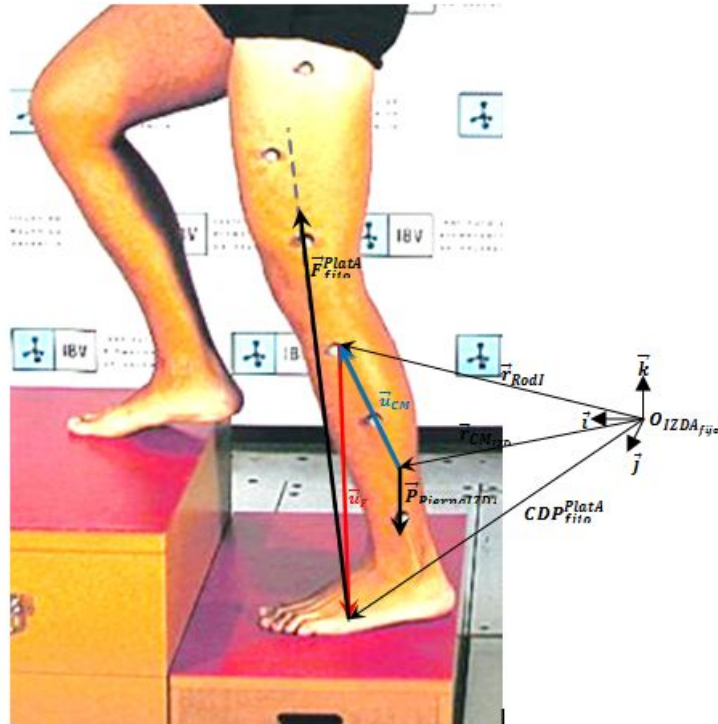


Figura 27: Representación vectorial del cálculo del momento de rodilla. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).

En la prueba de bajar escaleras, el paciente partía de una altura inicial de 40 centímetros sobre el suelo, por lo que en tal caso era restada esta distancia.

El momento aductor de rodilla es el resultado del producto de la magnitud de la componente vertical de la fuerza de reacción del suelo en el plano frontal por la distancia al centro de rotación.. Conviene recordar que la trayectoria del vector de la fuerza de reacción del suelo pasa medialmente y posterior a la articulación de la rodilla (Figura 1). Los momentos externos que se generan sobre la rodilla en el plano frontal son, por lo tanto, aductores.

$$h_{ROD} = \frac{1}{10} \sum_{n=1}^{10} \frac{1}{2} [z_{RodD}(n) + z_{RodI}(n)]$$

Las curvas normales del momento en el plano frontal de rodilla de las actividades de subir y bajar escaleras se muestran en la Figura 28. Como se puede apreciar, ambas



gráficas son similares y con forma de "M". El primer pico máximo ( $Mf\_apo\_S$  y  $Mf\_apo\_B$ ) está producido por la carga del peso de forma pasiva y el segundo pico ( $Mf\_des\_S$  y  $Ms\_des\_B$ ) por la actividad muscular para avanzar.

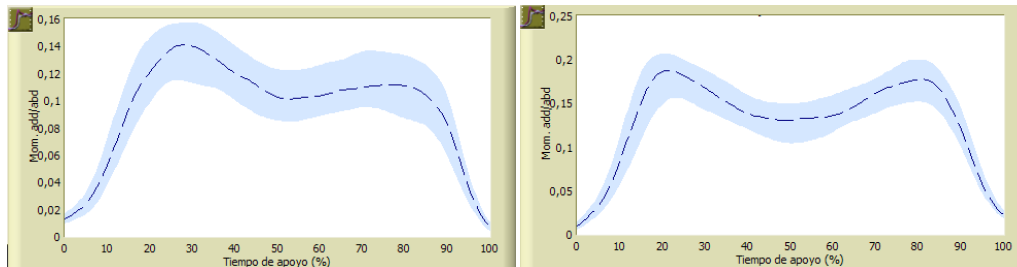


Figura 28: Gráficas de los momentos externos de aducción en subir (izquierda) y bajar escaleras (derecha), mostrando las bandas de normalidad (azul claro) y la media (línea discontinua). (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).

La definición de los parámetros que se han seleccionado es la siguiente:

- **Momentos medio-laterales en el apoyo ( $Mf\_apo\_S$  y  $Mf\_apo\_B$ ):** momentos máximos en el plano frontal (adducción/abducción o varo/valgo/) que se producen en los primeros instantes del apoyo del pie en el escalón. Los valores positivos implican aducción o varo (Figura 29).



Figura 29: Definición del momento medio-lateral de apoyo en bajar escaleras. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).

•**Momentos medio-laterales en el despegue** ( $Mf\_des\_S$  y  $Mf\_des\_B$ ): momentos máximos en el plano frontal (adducción/abducción o varo/valgo/) que se producen durante el despegue del primer escalón. Los valores positivos implican aducción o varo (Figura 30).

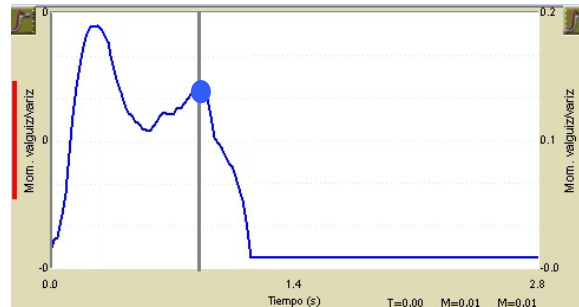


Figura 30: *Definición del momento medio-lateral de despegue en bajar escaleras. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).*

La curva normal del momento flexo-extensor de rodilla en la actividad de subir escaleras se muestra en la Figura 31 izquierda. En ella destacan dos zonas: en la primera, tras el apoyo se produce un pico máximo ( $Ms\_apo\_S$ ) que corresponde al momento extensor realizado por el cuádriceps para ascender el centro de gravedad. En la segunda parte el momento es escaso y sólo se produce un ligero pico al final del apoyo ( $Ms\_des\_S$ ).

En la curva normal del momento flexo-extensor de rodilla en la actividad de bajar escaleras se pueden destacar tres zonas (Figura 31 derecha). La primera tiene un pico de momento flexor durante el contacto inicial con el escalón durante la amortiguación de la carga ( $Ms\_apo\_B$ ). La segunda es un momento extensor que presenta una pendiente ascendente suave para impulsar hacia delante el centro de gravedad. Y la tercera es un pico máximo de momento extensor ( $Ms\_des\_B$ ) producido por los flexores plantares para controlar y equilibrar la carga del miembro contralateral en el siguiente escalón.

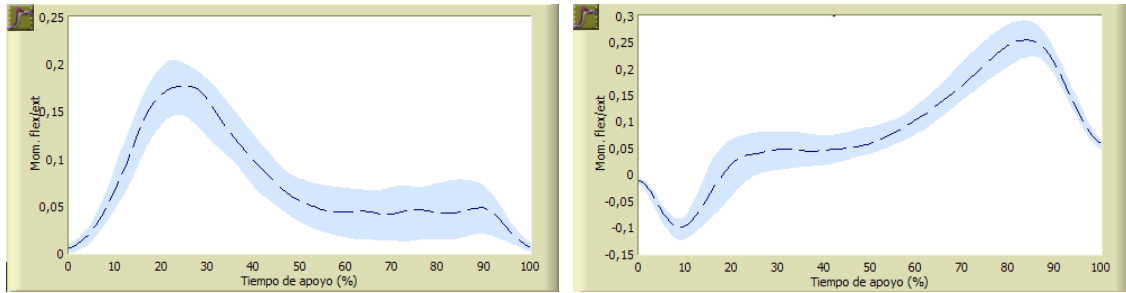


Figura 31: Gráficas de los momentos de flexión-extensión en subir (izquierda) y bajar escaleras (derecha), mostrando las bandas de normalidad (azul claro) y la media (línea discontinua). (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).

•**Momentos flexo-extensores de apoyo** ( $M_{s\_apo\_S}$  y  $M_{s\_apo\_B}$ ): primeros picos de momento en el plano sagital (flexión/extensión) que se producen en los primeros instantes del apoyo del pie en el escalón en cada actividad. Los valores negativos indican flexión y los positivos, extensión (Figura 32).

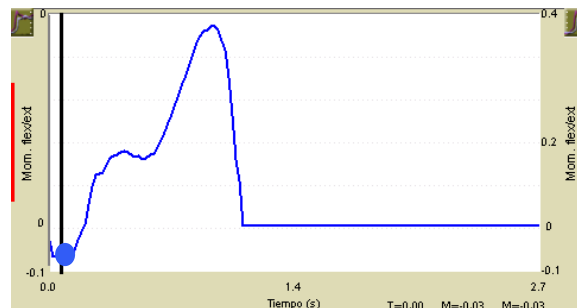


Figura 32: Definición del momento flexor/extensor de apoyo en bajar escaleras. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).

•**Momentos flexo-extensores de despegue** ( $M_{s\_des\_S}$  y  $M_{s\_des\_B}$ ): picos máximos de momento en el plano sagital (flexión/extensión) que se producen cuando durante el despegue del pie del escalón. Los valores negativos indican flexión y los positivos, extensión (Figura 33).

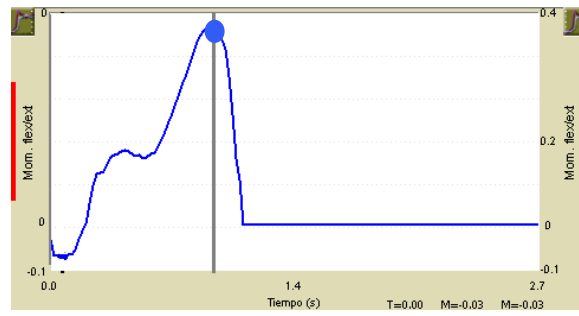


Figura 33: *Definición del momento extensor de despegue en bajar escaleras. (Imagen cedida por el Instituto de Biomecánica de Valencia).*

## **2.3. Tratamiento de los datos**

Una vez finalizada la fase experimental se abordó la tarea de analizar los datos obtenidos. Primero se realizó un estudio de repetibilidad y un análisis descriptivo de las muestras, necesarios para situar el ámbito y el alcance del trabajo. A continuación se procedió a analizar cada uno de los parámetros más significativos clínicamente en cuanto al estudio de cada gesto para establecer un patrón de modelo normal, y se realizó una comparación con los datos obtenidos de la muestra de sujetos con patología. Por último, se determinaron los parámetros biomecánicos más interesantes para describir la alteración funcional que produce la patología y se describieron los distintos patrones de patología observados.

Los objetivos del presente trabajo marcaron el procedimiento y las técnicas de estudio que se utilizaron en el tratamiento estadístico. La herramienta utilizada para realizar el estudio estadístico fue el paquete informático SPSS 16.0 (SPSS Inc, Chicago, USA).

A continuación se describen cada uno de los pasos, sus objetivos y la justificación de las técnicas utilizadas:

### **2.3.1. Análisis exploratorio de los datos y estudio de repetibilidad de la medida**

- **Análisis exploratorio de los datos**

En primer lugar se realizó un análisis exploratorio de los datos. De esta forma, se consiguió una comprensión de la estructura de los datos y de las relaciones existentes entre las variables analizadas.

El análisis exploratorio se basó en un primer momento en el análisis de datos anómalos (outliers), que son elementos que pueden no ser representativos de la muestra, pudiendo distorsionar el comportamiento de los contrastes estadísticos.

En segundo lugar, se realizó un estudio de la normalidad mediante el test de Kolmogorov-Smirnov. Este test es adecuado para muestras superiores a 30 sujetos como tiene este estudio (198).

- **Estudio repetibilidad de la medida**

Posteriormente se siguió con la realización de un estudio de repetibilidad de la medida. Se trata de la realización de medidas repetidas a uno o varios sujetos bajo condiciones idénticas (p.ej. mismo método y mismo observador). Los resultados de los estudios de repetibilidad se valoran con medidas de fiabilidad y de concordancia, para los que se utilizaron el coeficiente de correlación intraclase (CCI) y el error estándar de la medida (EEM), respectivamente.

- **Fiabilidad de la medida**

Las medidas de fiabilidad valoran la consistencia entre mediciones hechas en un mismo sujeto con la misma técnica y método, es decir, en las mismas condiciones (199).

La principal medida de fiabilidad utilizada en el análisis de movimientos humanos es el coeficiente de correlación intraclase (CCI). El CCI fue del tipo (2,1) según la terminología desarrollada por Shrout & Fleiss. El CCI puede tomar valores entre 0 y 1. Los valores del CCI fueron categorizados como se detalla a continuación: excelente (0.90–1.00), alto (0.70–0.89), moderado (0.50–0.69) y bajo (<0.50) (200).

Por ser una medida relativa a la muestra de estudio, el valor del CCI es muy dependiente de la dispersión de la misma, por lo que el resultado obtenido no debe extrapolarse a poblaciones con características diferentes. La fiabilidad no es una medida del error, así, un CCI elevado no indica necesariamente un error de medida pequeño, especialmente si la muestra de estudio es heterogénea. Por este motivo, es recomendable siempre acompañar las medidas de fiabilidad de medidas de concordancia (201).

- **Concordancia de la medida**

Las medidas de concordancia valoran la proximidad de los resultados obtenidos en medidas repetidas del mismo experimento al mismo sujeto, es decir, el error de la medida.

El resultado se expresa en las mismas unidades que la variable medida, por lo que su interpretación es inmediata. La principal medida de concordancia utilizada en el análisis de movimientos humanos es el error estándar de medida (EEM). El EEM, a diferencia del CCI, puede considerarse independiente de la muestra de estudio y está directamente

asociado al procedimiento de medida (202,203). Cuando el procedimiento de medida va a utilizarse para evaluación, las medidas de concordancia son recomendables.

El EEM fue calculado como la desviación típica de la diferencia entre los valores obtenidos en cada una de las variables entre las dos series de repeticiones. Además, el EEM fue expresado como un porcentaje de la media de los valores (CVEEM) para facilitar la extrapolación de los resultados a otros estudios y la comparación de la fiabilidad entre diferentes variables. Valores de EEM <10% muestran un alta fiabilidad, aunque valores de ET <20% podrían ser considerados como aceptables (195).

### **2.3.2. Descripción de la muestra**

Para realizar un análisis de la muestra del estudio se ha contabilizado el número de personas y se han distribuido por sexo y patología a fin de valorar el equilibrio del diseño experimental. Al mismo tiempo se ha realizado una tabulación de frecuencias atendiendo al sexo, a la patología, con una segmentación por la edad.

### **2.3.3. Análisis de la influencia de los factores antropométricos en las variables biomecánicas**

Uno de los objetivos del presente estudio es obtener patrones de normalidad para cada uno de los gestos. Para ello es necesario analizar la influencia de determinados factores, como son el sexo, la edad, la masa y la estatura. El estudio de los factores se centró en la muestra del GC, ya que en los sujetos del GP la patología podría enmascarar dicho efecto.

- **Análisis y control del efecto del factor *Sexo***

Escasos estudios han analizado las diferencias entre hombres y mujeres en la realización de las actividades de subir y bajar escaleras, y las diferencias halladas son mínimas (204). No obstante, para analizar la posible influencia del factor *Sexo* se decidió utilizar la técnica estadística de t de Student para muestras independientes.

- **Análisis y control del efecto *Edad***

El análisis y control del efecto del factor *Edad* ha sido estudiado por numerosos autores en relación a la disminución de la fuerza muscular que se produce con el envejecimiento

(205–208). En el caso de confirmar dicho efecto, es necesario controlarlo para obtener mayor sensibilidad a la hora de clasificar entre grupos y en el análisis de subgrupos.

El análisis y control del efecto del factor *Edad*, se realizó en el grupo de control, para evitar la influencia de los factores derivados de la patología, especialmente la degenerativa. Para analizar si la edad presentaba influencia en alguna de las variables cinemáticas se utilizó la técnica de la correlación lineal de Pearson, tomando como criterio de correlación: Pearson  $r > 0,5$  ó  $r < -0,5$  (asociación alta y moderada positiva o negativa) y  $\text{sig} < 0,05$  (209).

- **Análisis y control del efecto *Estatura***

El análisis de la influencia del factor *Estatura* se ha llevado a cabo por si la altura del sujeto hace variar la estrategia biomecánica al ejecutar el gesto funcional de subir o bajar escaleras. En este estudio, la normalización de los momentos se realizó teniendo en cuenta la altura de la rodilla, como se indica en el apartado 2.2.2. Sin embargo, los ángulos o las fuerzas no han sido normalizados. Se ha analizado mediante el análisis de correlación de Pearson, tomando como criterio de correlación: Pearson  $r > 0,5$  ó  $r < -0,5$  (asociación alta y moderada positiva o negativa) y  $\text{sig} < 0,05$  (209).

- **Análisis y control del efecto *Masa corporal***

El análisis de la influencia del factor *Masa corporal*. En los estudios biomecánicos realiza de manera estandarizada la normalización de las fuerzas y momentos por el peso del sujeto. Los ángulos no son normalizados teniendo en cuenta este factor. Se ha analizado mediante el análisis de correlación de Pearson, tomando como criterio de asociación entre variables: Pearson  $r > 0,5$  ó  $r < -0,5$  (asociación alta y moderada positiva o negativa) y  $\text{sig} < 0,05$  (209).

### **2.3.4. Análisis comparativo de las variables biomecánicas entre los grupos de estudio**

Se han analizado las variables más relevantes para establecer los patrones de normalidad en los gestos analizados y determinando, si existen, diferencias significativas entre los dos grupos, el GC y el GP. La primera parte de este análisis de caracterización se ha basado en la descripción de los parámetros y curvas que caracterizan los movimientos de subir y bajar escaleras.



El tratamiento realizado con todas estas variables ha sido un análisis estadístico descriptivo y analítico, cuyo fin era caracterizar a la población normal estableciendo un patrón de normalidad y además, poder establecer diferencias significativas con el grupo de patología.

El análisis descriptivo comprende la media y desviación estándar de las muestras estudiadas. Estos resultados se muestran para subir escaleras (tabla C.11) y para bajar escaleras (tabla C.12) en el apéndice C.

Posteriormente, y para determinar la validez discriminante de cada una de las variables seleccionadas para diferenciar entre grupos, se realiza un estudio de medias mediante un análisis de la prueba t de Student para variables independientes. Este método se utiliza para detectar diferencias entre valores medios de dos grupos (209). En este estudio, las comparaciones que centran el estudio son entre GC y GP. La hipótesis nula fue que las medias de los dos grupos comparados fueran iguales, en contraposición con la hipótesis alternativa, que fueran diferentes. Por último, se aplicó el método de Bonferroni para aumentar el nivel de confianza de la prueba t de Student. Por ello, la significación por debajo de la cual se aceptaron las diferencias entre grupos se calculó como  $0,05/\text{número de subgrupos}$ . De este modo, estableció como nivel de significación un  $p < 0,01$  (198).

Este procedimiento de tratamiento y análisis de datos ha sido común para todas las variables seleccionadas para las pruebas de subir y de bajar escaleras.

### **2.3.5. Reducción de variables y análisis comparativo de los factores de estudio entre los grupos**

La reducción de variables por medio de la utilización de factores principales se realizó con los objetivos de profundizar en el conocimiento de los gestos funcionales a través de la relación entre las variables biomecánicas y de utilizar estas nuevas variables para analizar con mayor potencia estadística las alteraciones que produce la patología.

Concretamente, el siguiente paso en el tratamiento estadístico fue realizar una reducción del número de variables a factores linealmente independientes, para eliminar la duplicidad de la información de variables correlacionadas entre sí. Para ello se utilizó el método de análisis de componentes principales (ACP). La utilización de este método

tiene sentido si existen correlaciones significativas entre las variables. Para ello se ha realizado el test de Barlett, con un criterio de corte ( $\text{sig} < 0,01$ ), para justificar la realización del análisis factorial. Esto es indicativo de que existe información redundante y, por tanto, unos pocos factores explicarán gran parte de la variabilidad total, logrando la reducción de variables (198).

La elección de los factores se realiza de tal forma que el primero recoja la mayor proporción posible de la variabilidad original; el segundo factor debe recoger la máxima variabilidad posible no recogida por el primero, y así sucesivamente. Se seleccionan aquellos que recopilen el mayor porcentaje de variabilidad. A éstos se les denominará componentes principales.

Una vez obtenidos los componentes principales, el siguiente aspecto clave en ACP es la interpretación de los factores, ya que ésta no viene dada a priori, sino que será deducida tras observar la relación de los factores con las variables iniciales. Se les da un nombre, que se ha intentado sea lo más representativo de su significado biomecánico en el gesto.

Y posteriormente, se han completado el análisis con el estudio de medias mediante un test t de Student para muestras independientes entre GC y GP. Se ha establecido para este análisis un grado de significación de  $p < 0,05$ .

### **2.3.6. Estudio comparativo entre los subgrupos de patología**

Con el objetivo de encontrar patrones de movimiento relacionados con la patología de rodilla, se realizaron subgrupos del GP en relación a su patología o etiología predominante. Los criterios de inclusión se exponen en la tabla 2.1.

En primer lugar, se compararon el GP y cada uno de los subgrupos de patología utilizando los componentes principales, ya que una de las ventajas de utilizarlos es que aumentan la potencia del estudio. Se utilizó para ello la prueba t de Student para muestras independientes con significación 0,05.

Posteriormente se realizaron comparaciones entre el GC y cada uno de los subgrupos del GP mediante las variables biomecánicas para ver estudiar las diferencias de cada subgrupo con patrón de movimiento normal. Para ello se también se utilizó el test t de Student para muestras independientes entre cada uno de los subgrupos y el GC.

De nuevo se aplicó una corrección de Bonferroni para reducir la inflación de error tipo I debida a la repetición de pruebas T. Por ello, la significación por debajo de la cual se aceptaron las diferencias entre grupos como significativas fue  $p < 0,01$  (198).



### 3. Resultados

En este capítulo se describen los principales resultados del trabajo de investigación. El análisis estadístico se llevó a cabo siguiendo el procedimiento descrito en el apartado 2.3 de Material y métodos.

#### 3.1. Descripción de la muestra

La muestra se compone de 95 sujetos (58 en el GC y 40 en el GP). La media de edad global es de 39,0 años. El rango de edad de la muestra oscila entre un valor máximo de 74 y un valor mínimo de 17 años.

En cuanto al GC, la media de edad es de 42,7 años. El rango de edad oscila entre 23 y 70 años. Se observa que la distribución es uniforme en cuanto a sexo y edad, aunque se observa mayor número de hombres en los grupos de edad más avanzada (tabla 3.1).

Tabla 3.1: *Distribución del GC por segmentos de edad.*

SEXO	Grupo control		Total
	Hombres	Mujeres	
20-29	6	6	12
30-39	7	9	16
40-49	4	8	12
50-59	9	4	13
60-	4	1	5
Total	30	28	58

En el GP, la media de edad se sitúa en 35,2 años. El rango de edad oscila entre 17 y 74 años. Se observa una mayor proporción de hombres en este grupo (tabla 3.2).

Tabla 3.2: *Distribución del GP por grupos de edad.*

SEXO	Grupo de patología		Total
	Hombres	Mujeres	
20-29	4	9	13
30-39	13	2	15
40-49	5	3	8
50-59	2	0	2
60-	1	1	2
Total	25	15	40

A continuación se presenta su distribución según subgrupos y estratificado por edades (tabla 3.3). Se aprecia una distribución heterogénea en cuanto a edades en los grupos.

Tabla 3.3: *Distribución del GP por subgrupos y segmentos de edad*

EDAD	Menisco patia	Ligamen- toplastia	Femoro- patelar	Trauma- tológicas	Dege- nerativa	TOTAL
20-29	0	2	6	4	1	13
30-39	3	7	2	2	0	15
40-49	2	0	1	3	2	8
50-59	0	0	0	0	2	2
60-	0	0	0	0	2	2
Total	5	9	9	9	7	40

### 3.2. Análisis exploratorio de los datos

El análisis de datos anómalos se muestra en la tabla C.1 (apéndice C). Las unidades tipificadas muestran el número de desviaciones típicas en que un valor dado se sitúa por encima o por debajo de la media de su muestra o población. Los valores con valor absoluto de Z-Score superiores a +3, se consideran datos atípicos y se debe interpretar si

realmente son datos con algún defecto en su registro (y por lo tanto se deben eliminar) o son datos válidos que no se pueden eliminar del estudio (210).

En el tabla C.1 (apéndice C) se aprecia que en el GC no se han detectado datos anómalos o con z-scores superiores a 3. Sin embargo, en el GP, sí que se han detectado desviaciones superiores. Una vez analizados los datos se aprecian 3 sujetos con comportamiento anómalo. Se detectó que precisamente estos sujetos eran los que peor estado funcional presentaban y, por tanto, sus registros biomecánicos son congruentes con ese estado funcional más alterado. Por ello se justifica no descartarlos de la muestra de estudio.

Posteriormente se realizaron pruebas de análisis de la normalidad mediante el test de Kolmogorov-Smirnov. Los resultados de dicho test se muestran en la tabla C.2 y se puede comprobar que todas las variables se ajustan a la distribución de una función normal.

### **3.3. Estudio de repetibilidad del método**

En la tabla 3.4 se presentan los resultados de las medidas de fiabilidad (CCI) y concordancia (EEM y CVEEM).

Las variables de fuerzas antero-posteriores y medio-laterales (ejes x e y, respectivamente), que obtenían valores más bajos, con poca fiabilidad en ambas pruebas, fueron suprimidas del análisis estadístico posterior.

Una vez suprimidas estas variables, se aprecia a través del CCI, que el 92%, de los valores poseen una fiabilidad alta en la prueba de subir escaleras, mientras que un 61% lo hacen en la prueba de bajar escaleras.

Con los datos del CVEEM, el 84% de las variables muestran una concordancia alta o aceptable en la prueba de subir escaleras. Mientras que en bajar escaleras lo son un 69% de las mismas.

Tabla 3.4: Resultados del estudio de repetibilidad de las variables del estudio.

	Subir escaleras			Bajar escaleras		
	CCI	EEM	CVEEM	CCI	EEM	CVEEM
<b>T_ciclo</b>	0,80	0,14	6,1%	0,78	0,16	7,7%
<b>T_apoyo</b>	0,81	0,06	6,0%	0,75	0,07	7,8%
<b>A_ppal_apo</b>	0,73	3,54	6,0%	0,45	6,57	30,6%
<b>A_ppal_osc</b>	0,65	5,32	5,6%	0,62	5,37	5,5%
<b>A_sec_apo</b>	0,70	2,96	39,1%	0,57	4,4	77,5%
<b>A_sec_osc</b>	0,71	5,32	5,6%	0,71	5,39	5,6%
<b>Fz_apo</b>	0,78	0,02	2,2%	0,76	0,08	6,8%
<b>Fy_apo</b>	0,35	4,11	150,3%	0,62	0,00	92,0%
<b>Fx_apo</b>	0,40	0,03	50,3%	0,40	0,04	22,2%
<b>Fz_osc</b>	0,88	0,02	3,9%	0,57	0,05	6,5%
<b>Fy_osc</b>	0,71	0,00	33,4%	0,56	0,00	38,6%
<b>Fx_osc</b>	0,41	0,03	50,3%	0,37	0,03	68,9%
<b>Fz_des</b>	0,83	0,03	3,5%	0,70	0,04	4,6%
<b>Fy_des</b>	0,72	0,00	20,0%	0,60	0,01	21,5%
<b>Fx_des</b>	0,41	0,02	60,6%	0,51	0,02	30,7%
<b>Mf_apo</b>	0,81	0,01	13,0%	0,84	0,02	12,5%
<b>Mf_des</b>	0,84	0,01	11,7%	0,77	0,02	14,8%
<b>Ms_apo</b>	0,77	0,02	13,0%	0,62	0,03	-33,6%
<b>Ms_Des</b>	0,74	0,02	23,4%	0,80	0,04	22,7%



### **3.4. Análisis de la influencia de los factores antropométricos en las variables biomecánicas**

En el apéndice C se presentan las tablas del análisis de cada uno de los factores para las pruebas de subir y bajar escaleras.

- **Análisis y control del efecto del factor *Sexo***

El análisis de la influencia del factor *Sexo* se puede observar en las tablas C.3 y C.4, donde se observa que no existen diferencias significativas en función del factor *Sexo* en ninguna de las variables analizadas.

- **Análisis y control del efecto del factor *Edad***

La relación entre el factor *Edad* y las variables dependientes también se ha analizado y se puede observar en las tablas C.5 y C.6 que la *Edad* no presenta una correlación estadísticamente significativa en ninguna de las variables analizadas en el estudio.

- **Análisis y control del efecto *Estatura***

El análisis de la influencia del factor *Estatura* manifiesta que la estatura tampoco presenta una influencia estadísticamente significativa en ninguna de las variables analizadas en el estudio (tablas C.7 y C.8). Por tal motivo, tampoco es necesario corregir el factor *Estatura*.

- **Análisis y control del efecto del factor *Masa corporal***

En el análisis de la influencia del factor *Masa corporal* hay que tener en cuenta que las fuerzas y los momentos están normalizados por el peso del sujeto. Es decir, que ya se ha tomado en consideración este factor en estas variables. Se observa que la *Masa corporal* no presenta una correlación estadísticamente significativa en ninguna de las variables analizadas en el estudio (tablas C.9 y C.10), por tal motivo, no será necesario corregir el factor *Masa corporal*.

## 3.5. Análisis comparativo de las variables biomecánicas entre los grupos de estudio

### 3.5.1. Análisis de la prueba de subir escaleras

En este apartado se muestran los resultados del análisis con la t de Student para muestras independientes, realizado en la prueba de subir escaleras, entre los grupos de la muestra de estudio, el GC y el GP. La tabla se puede consultar en el apéndice C (tabla C.11).

- **Parámetros temporales**

Los resultados reflejan la existencia de diferencias significativas entre el GC y el GP en la variable Tiempo de apoyo ( $T_{apoyo\_S}$ ), pero no en Tiempo de ciclo ( $T_{ciclo\_S}$ ) (Figura 34). El tiempo de apoyo ( $T_{apoyo\_S}$ ) en los sujetos del GP fue mayor, con una diferencia de medias de 0,23s.

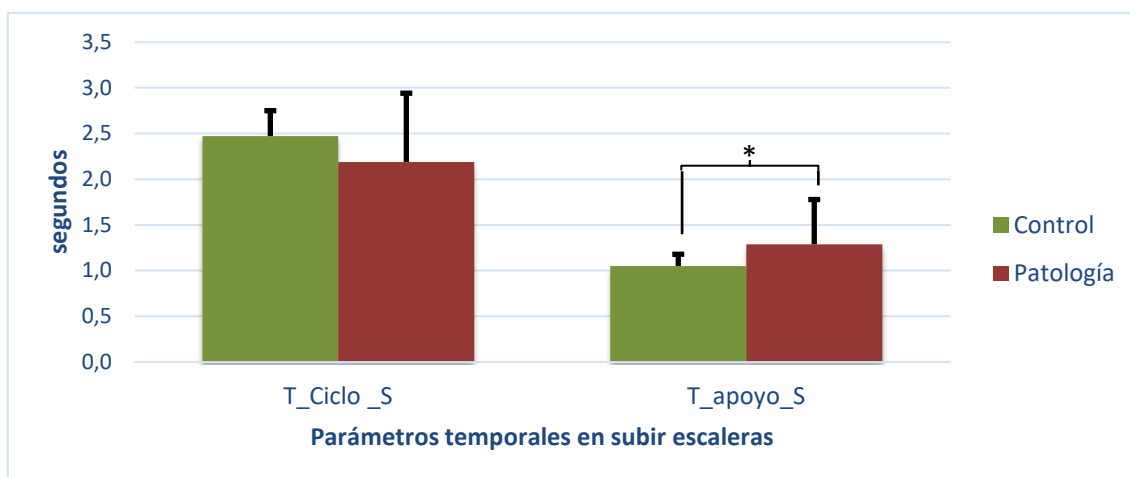


Figura 34: Gráfico comparativo de los parámetros temporales entre el GC y el GP en la prueba de subir escaleras.  $T_{ciclo\_S}$ : Tiempo de ciclo.  $T_{apo\_S}$ : Tiempo de apoyo.  $*p < 0,01$ .

- **Ángulos de la rodilla del miembro principal**

Se observan diferencias amplias y significativas entre ambos grupos en las variables Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_S}$ ) y la variable Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_S}$ ) (Figura 35). Las medias en la variable Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_S}$ ) son:  $59,4^\circ$  en el GC y  $28,9^\circ$  en el GP. En la variable Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_S}$ ) la media del GC es  $90,3^\circ$  y en el GP es  $74,4^\circ$ . Estos hallazgos evidencian que los sujetos con patología de rodilla realizan menor flexión durante la oscilación, alcanzando también el escalón con un ángulo de flexión menor.

- **Ángulos de rodilla del miembro secundario**

En la variable Ángulo secundario de apoyo ( $A_{sec\_apo\_S}$ ) la diferencia no es significativa (Figura 35). Sin embargo, en la variable Ángulo secundario de oscilación ( $A_{sec\_osc\_S}$ ), la diferencia sí que es significativa ( $p < 0,001$ ) alcanzando un valor de  $10,5^\circ$  entre ambos grupos. La flexión de la rodilla contralateral es menor en el GP.

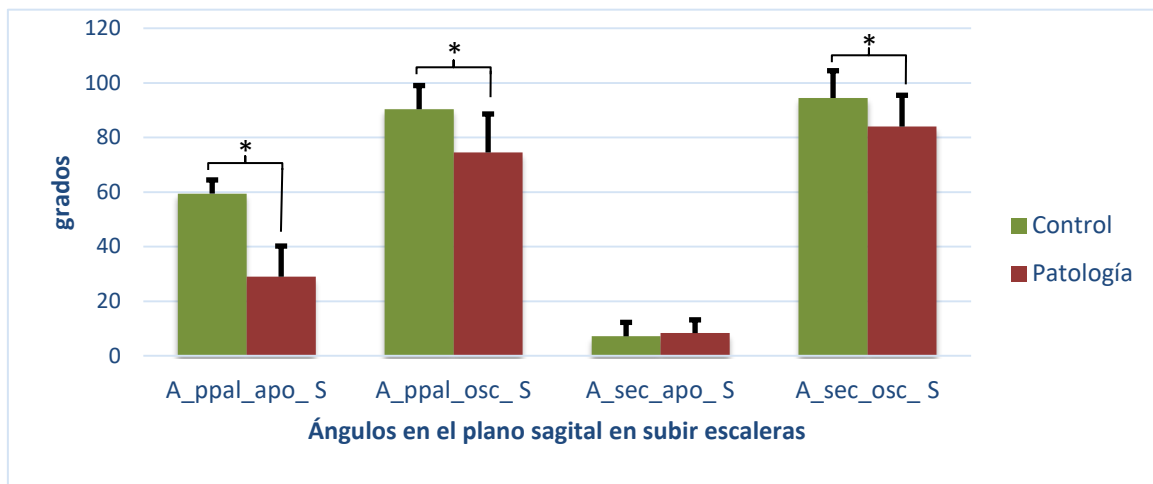


Figura 35: Gráfico comparativo de los ángulos de los miembros principal y secundario entre el GC y el GP en la prueba de subir escaleras.  $A_{ppal\_apo\_S}$ : Ángulo principal de apoyo.  $A_{ppal\_osc\_S}$ : Ángulo principal de oscilación.  $A_{sec\_apo\_S}$ : Ángulo secundario de apoyo.  $A_{sec\_osc\_S}$ : Ángulo secundario de oscilación.  $*p < 0,01$ .

- **Fuerzas verticales de reacción**

Las diferencias son amplias y significativas entre medias del GC y el GP (Figura 36). La variable Fuerza en el apoyo ( $Fz_{apo\_S}$ ) es menor en el GP con una diferencia de 0,10. En la variable Fuerza de oscilación ( $Fz_{osc\_S}$ ) la diferencia es 0,05, pero menor en el GC. Y en la variable Fuerza de despegue ( $Fz_{des\_S}$ ), la diferencia es de 0,10, menor en el GP que en el GC.

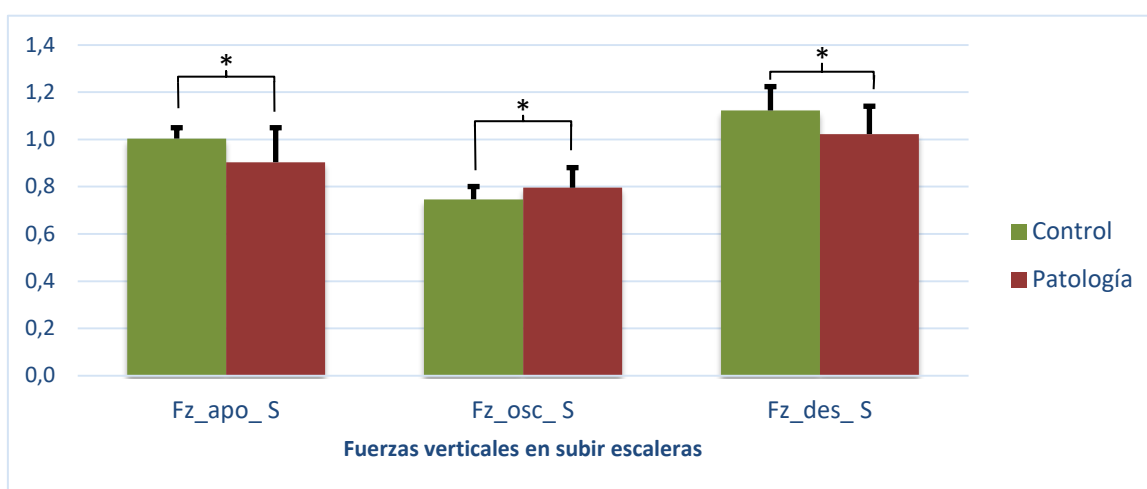


Figura 36: Gráfico comparativo de las fuerzas verticales normalizadas entre el GC y el GP en la prueba de subir escaleras.  $Fz_{apo\_S}$ : Fuerza vertical de apoyo.  $Fz_{osc\_S}$ : Fuerza vertical de oscilación.  $Fz_{des\_S}$ : Fuerza vertical de despegue.  $*p < 0,01$ .

- **Momentos externos de aducción de la rodilla**

La variable Momento de aducción de apoyo ( $Mf_{apo\_S}$ ) presenta una diferencia significativa, siendo menor en el GP. Sin embargo, no es significativa la diferencia en la variable Momento de aducción de despegue ( $Mf_{des\_S}$ ) (Figura 37).

- **Momentos de flexo-extensión de la rodilla**

Las diferencias son muy amplias y significativas en los momentos de FE entre ambos grupos, siendo menores en el GP que en el GC (Figura 37). La diferencia de medias en la variable Momento FE de apoyo ( $Ms_{apo\_S}$ ) es de 0,820. En la variable Momento FE de despegue ( $Ms_{des\_S}$ ), la diferencia es de 0,046.

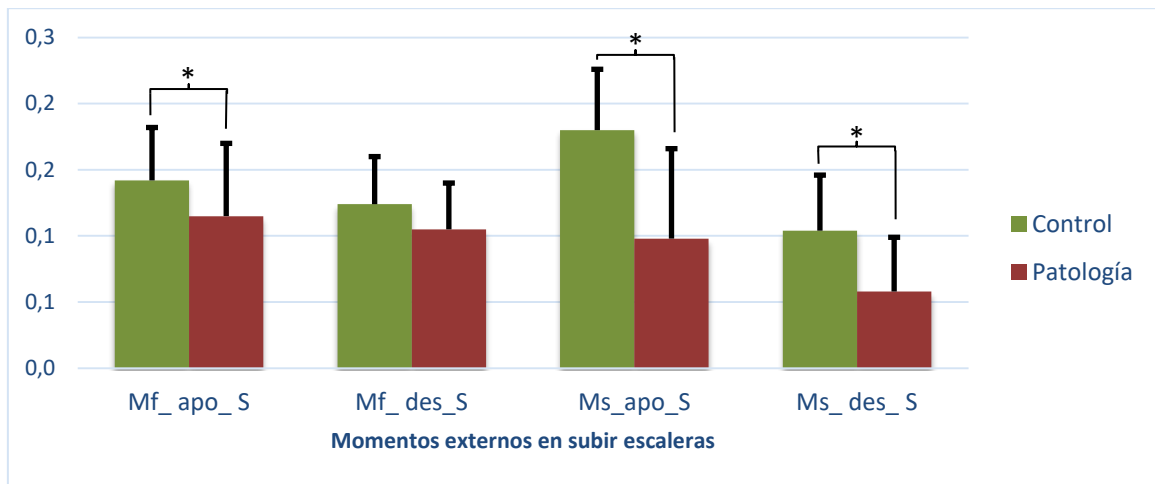


Figura 37: Gráfico comparativo de los momentos externos normalizados en el plano frontal y sagital entre el GC y el GP en la prueba de subir escaleras. Mf\_apo \_S: Momento aductor (plano frontal) de apoyo. Mf\_des \_S: Momento aductor (plano frontal) de despegue. Ms\_apo \_S: Momento flexo-extensor (plano sagital) de apoyo. Ms\_des \_S. Momento flexo-extensor (plano sagital) de despegue. \*  $p < 0,01$ .

### 3.5.2. Análisis de la prueba de bajar escaleras

En este apartado se muestran los resultados del análisis con la prueba t de Student para muestras independientes, realizado en la prueba de bajar escaleras, entre los grupos de la muestra de estudio, GC y el GP. En el apéndice C se muestran la tabla correspondiente (tabla C.12).

- **Parámetros temporales**

Los resultados reflejan la existencia de una diferencias significativas entre el GC y el GP en la variable Tiempo de apoyo ( $T_{apoyo\_B}$ ) ( $p < 0,01$ ), pero no para Tiempo de ciclo ( $T_{ciclo\_B}$ ) (Figura 38). El movimiento, por lo tanto, no es más lento para completar el ciclo completo, pero sí es mayor el apoyo con el miembro con alteración.

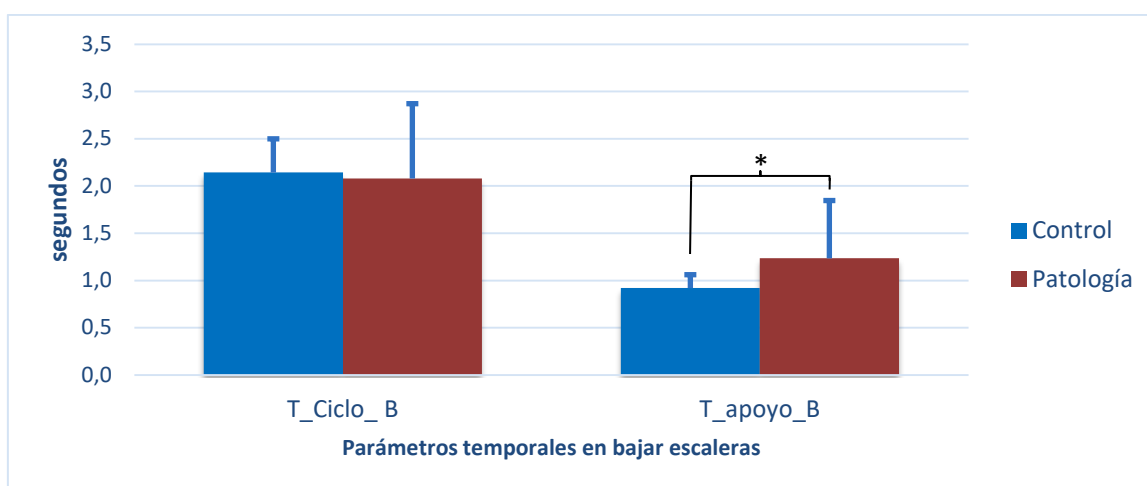


Figura 38: Gráfico comparativo de los parámetros temporales entre el GC y el GP en la prueba de bajar escaleras.  $T_{ciclo\_B}$ : Tiempo de ciclo.  $T_{apo\_B}$ : Tiempo de apoyo.  $*p < 0,01$ .

- **Ángulos de la rodilla del miembro principal**

Se observan diferencias significativas entre medias de ambos grupos en la variable Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_B}$ ) ( $p < 0,001$ ) y la variable Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_B}$ ) ( $p < 0,001$ ) (Figura 39). Las medias en la variable Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_B}$ ) son de  $22,2^\circ$  en el GC y de  $9,4^\circ$  en el GP. En la variable Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_B}$ ) la media del GC es  $98,5^\circ$  y en

el GP 86,8°. Se observa, por lo tanto, que los sujetos con patología apoyan en el escalón con menor flexión de rodilla y luego la flexión máxima es menor durante la oscilación.

- **Ángulos de rodilla del miembro secundario**

En la variable Ángulo secundario de apoyo ( $A_{sec\_apo\_B}$ ) se observa una diferencia significativa entre los grupos ( $p < 0,001$ ). El ángulo es mayor en el GP. También en la variable Ángulo secundario de oscilación ( $A_{sec\_osc\_B}$ ) la diferencia es significativa ( $p < 0,001$ ), pero en este caso, el ángulo es mayor en el GC (Figura 39).

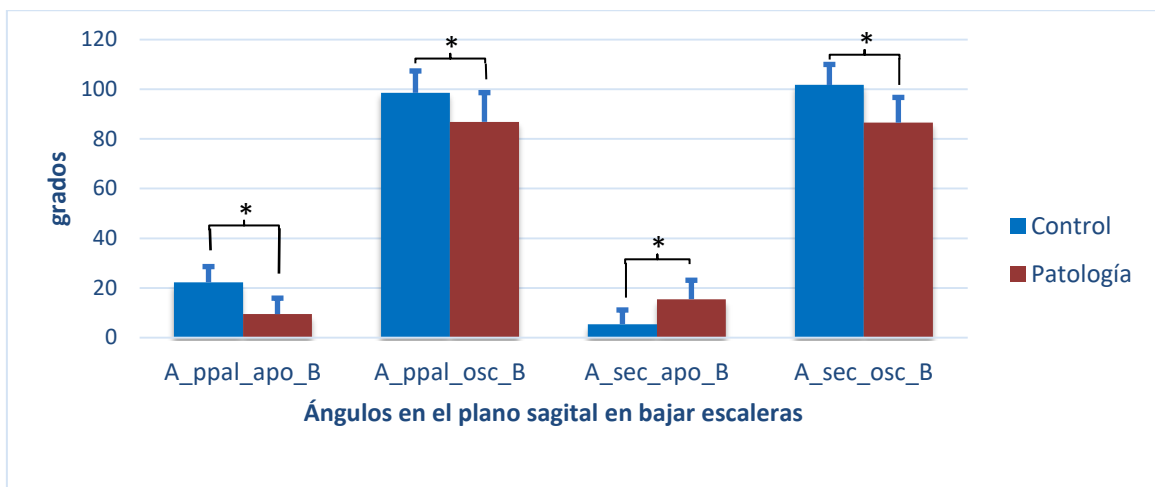


Figura 39: Gráfico comparativo de los ángulos de los miembros principal y secundario entre el GC y el GP en la prueba de bajar escaleras.  $A_{ppal\_apo\_B}$ : Ángulo principal de apoyo.  $A_{ppal\_osc\_B}$ : Ángulo principal de oscilación.  $A_{sec\_apo\_B}$ : Ángulo secundario de apoyo.  $A_{sec\_osc\_B}$ : Ángulo secundario de oscilación. \*  $p < 0,01$ .

- **Fuerzas verticales de reacción**

Las diferencias son amplias y muy significativas ( $p < 0,001$ ) en las variables Fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_B}$ ) y de oscilación ( $Fz_{osc\_B}$ ) entre el GC y el GP. Sin embargo, no es significativa en la Fuerza de despegue ( $Fz_{des\_B}$ ) ( $p = 0,017$ ) (Figura 40). La variable Fuerza en el apoyo ( $Fz_{apo\_B}$ ) es menor en el GP con una diferencia de 0,28, siendo mucho menor en el GP, lo que traduce una evitación de la carga en la rodilla con patología. En la variable Fuerza de oscilación ( $Fz_{osc\_B}$ ) la diferencia es 0,076, siendo mayor en el GP.

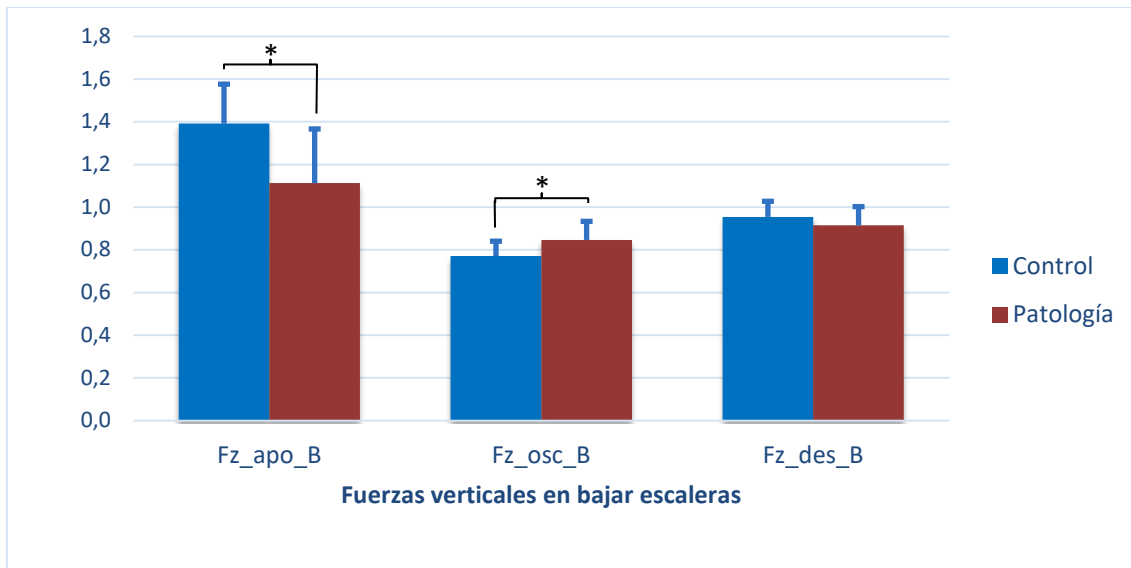


Figura 40: Gráfico comparativo de las fuerzas verticales normalizadas entre el GC y el GP en la prueba de bajar escaleras. *Fz\_apo\_B*: Fuerza vertical de apoyo. *Fz\_osc\_B*: Fuerza vertical de oscilación. *Fz\_des\_B*: Fuerza vertical de despegue. \*  $p < 0,01$ .

- **Momentos externos de aducción de rodilla**

La variable Momento de aducción de apoyo (*Mf\_apo\_B*) presenta una diferencia significativa de ( $p < 0,001$ ). También es significativa ( $p < 0,001$ ) la diferencia en la variable Momento de aducción de despegue (*Mf\_des\_B*), con una diferencia de 0,033. Ambas presentan valores disminuidos en GP con respecto al GC (Figura 41).

- **Momentos de flexo-extensión de rodilla**

La diferencia de medias en la variable Momento FE de apoyo (*Ms\_apo\_B*) es de 0,050. Esta diferencia entre grupos es muy amplia y significativa ( $p < 0,001$ ). La media en el GC es -0,141 y en el GP -0,091. En la variable Momento FE de despegue (*Ms\_des\_B*), la diferencia de 0,042 es significativa ( $p = 0,009$ ), siendo menor en el GP (Figura 41).



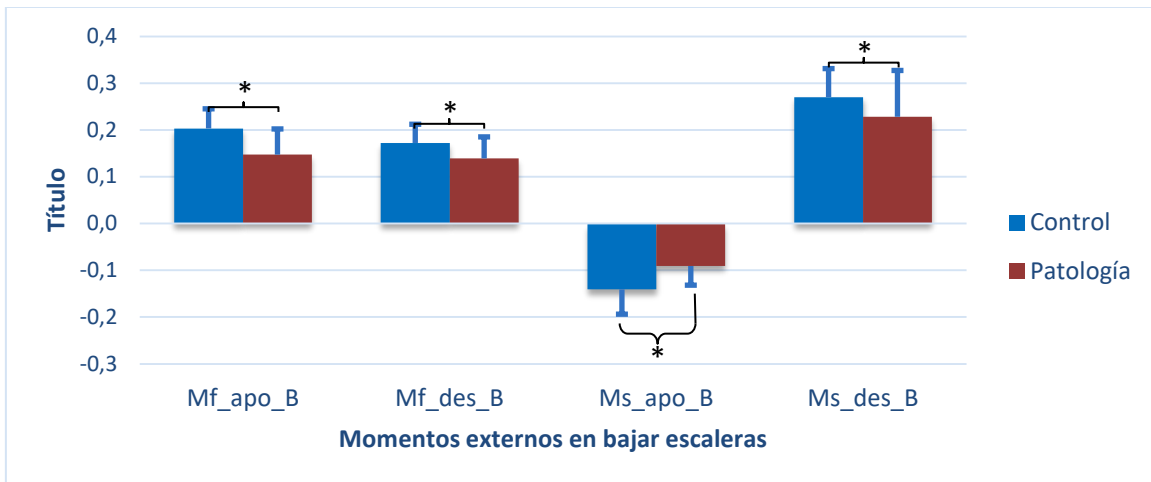


Figura 41: Gráfico comparativo de los momentos normalizados en el plano frontal y sagital entre el GC y el GP en la prueba de bajar escaleras. *Mf\_apo\_B*: Momento aductor (plano frontal) de apoyo. *Mf\_des\_B*: Momento aductor (plano frontal) de despegue. *Ms\_apo\_B*: Momento flexo-extensor (plano sagital) de apoyo. *Ms\_des\_B*: Momento flexo-extensor (plano sagital) de despegue. \*  $p < 0,01$ .

### 3.6. Reducción de variables y análisis comparativo de los factores principales entre los grupos de estudio

En este apartado se ha realizado una reducción del número de variables a factores linealmente independientes, de este modo se elimina la duplicidad de información que presentan las variables correlacionadas entre sí. Del total de factores se seleccionan los que explican el mayor porcentaje de varianza.

El análisis de componentes principales se ha realizado con la información del grupo de normalidad, para evitar que la información relacionada con la patología pueda influir en la selección de los factores linealmente independientes.

#### 3.6.1. Estudio de relación de variables

El primer paso a la hora de aplicar el método de reducción de variables mediante análisis factorial consiste en comprobar si la correlación entre las variables es suficientemente significativa para justificar la factorización. Para ello se realizó el test de Barlett. Como se puede comprobar en las tablas 3.5 y 3.6, la significación estadística es inferior el criterio de corte ( $p < 0,01$ ), por lo tanto se demuestra que las variables del estudio, tanto en la prueba de subir como en la de bajar escaleras se encuentran suficientemente correlacionadas y se justifica la realización del análisis factorial.

Tabla 3.5: *Test de Barlett para las variables del estudio en la prueba de subir escaleras.*

#### KMO y prueba de Bartlett (a)

<b>Medida de adecuación muestral de Kaiser-Meyer-Olkin.</b>	0,648	
<b>Prueba de esfericidad de Bartlett</b>	Chi-cuadrado aproximado	444,564
	gl	91
	p	<b>0,000</b>

Tabla 3.6: *Test de Barlett para las variables del estudio en la prueba de bajar escaleras.*

**KMO y prueba de Bartlett (a)**

<b>Medida de adecuación muestral de Kaiser-Meyer-Olkin</b>	0,614	
<b>Prueba de esfericidad de Bartlett</b>	Chi-cuadrado aproximado	431,272
	gl	91
	p	<b>0,000</b>

A continuación se estudió la comunalidad de las variables del estudio (tablas 3.7 y 3.8). La comunalidad indica la relación que posee cada variable con el conjunto de variables introducidas en el análisis, si alguna variable presenta una comunalidad reducida con el resto de variables, debe ser eliminada del análisis de factorial y debería ser considerada como una variable o factor independiente del resto.

En la prueba de subir escaleras, se puede observar que todas las variables presentan una comunalidad elevada ( $>0,5$ ), por lo tanto pueden considerarse todas las variables en el análisis factorial (tabla 3.7).

Tabla 3.7: *Tabla de comunalidad de las variables del estudio en la prueba de subir escaleras.*

	<b>Comunalidad</b>
T_Ciclo_S	0,859
T_apo_S	0,885
A_ppal_apo_S	0,752
A_ppal_osc_S	0,789
A_sec_apo_S	0,553
A_sec_osc_S	0,788
Fz_apo_S	0,824
Fz_osc_S	0,695
Fz_des_S	0,747
Mf_apo_S	0,889
Mf_des_S	0,848
Ms_apo_S	0,700
Ms_des_S	0,813

En el caso de la prueba de bajar escaleras, todas las variables presentan una comunalidad elevada ( $>0,5$ ), excepto la variable Fuerza de despegue ( $Fz\_des\_B$ ). Esta variable se considera, por lo tanto, como un factor independiente (tabla 3.8).

Tabla 3.8: *Tabla de comunalidad de las variables del estudio en la prueba de bajar escaleras.*

	<b>Comunalidad</b>
T_ciclo_B	0,820
T_apoyo_B	0,898
A_ppal_apo_B	0,748
A_ppal_osc_B	0,833
A_sec_apo B	0,573
A_sec_osc_B	0,892
Fz_apo_B	0,790
Fz_osc_B	0,808
Fz_des_B	0,867
Mf_apo_B	0,794
Mf_des_B	0,742
Ms_apo_B	0,753
Ms_des B	0,678

### 3.6.2. Cálculo y denominación de los factores principales

- **Factores principales de la prueba de subir escaleras**

Una vez realizado en análisis factorial se han obtenido 4 factores linealmente independientes que explican el 70,18% de la varianza total (tabla 3.9). Se ha utilizado el criterio de seleccionar factores con valor propio superior a 1.

Tabla 3.9: *Tabla de autovalores y varianza explicada en la prueba de subir escaleras.*

Factor	Varianza explicada		
	Valor propio	% de la varianza	% acumulado
1	4,046	28,902	28,902
2	2,839	20,278	49,180
3	1,679	11,992	61,172
4	1,262	9,014	70,186

Con el objetivo de facilitar la interpretación de los factores independientes extraídos del análisis factorial se ha realizado una rotación de los ejes factoriales, mediante el método Varimax, que efectúa una rotación ortogonal. En la tabla 3.10 se puede observar que la totalidad de variables se pueden reducir a 5 factores linealmente independientes, que se forman a partir de la combinación lineal de las variables correlacionadas entre sí.

Tabla 3.10: *Factores principales de la prueba de subir escaleras.*

	1	2	3	4
T_ciclo_S	<b>0,904</b>	0,150	0,120	-0,039
T_apoyo_S	<b>0,928</b>	0,089	0,120	-0,031
A_ppal_apo_S	0,351	<b>0,682</b>	0,087	0,071
A_ppal_osc_S	0,061	<b>0,740</b>	0,218	-0,137
A_sec_apo_S	-0,099	0,257	-0,351	0,005
A_sec_osc_S	-0,064	<b>0,853</b>	0,091	0,028
Fz_apo_S	-0,166	-0,092	-0,124	<b>0,868</b>
Fz_osc_S	<b>0,705</b>	0,025	0,078	-0,377
Fz_des_S	<b>-0,822</b>	0,063	-0,168	-0,188
Mf_apo_S	0,242	0,096	<b>0,890</b>	-0,173
Mf_des_S	0,131	0,245	<b>0,875</b>	-0,025
Ms_apo_S	0,134	0,268	-0,054	<b>0,740</b>
Ms_des_S	0,136	<b>0,821</b>	0,079	0,203

Los factores principales de la prueba de subir escaleras se explican a continuación:

1. Factor 1: Se correlaciona con el Tiempo de ciclo ( $T_{ciclo\_S}$ ), el Tiempo de apoyo ( $T_{apoyo\_S}$ ), la Fuerza de Oscilación ( $Fz_{osc\_S}$ ) y la Fuerza de despegue ( $F_{apoyo\_S}$ ), con lo cual se puede interpretar que esta variable se correlaciona con el aspecto temporal. Por este motivo la hemos denominado ***Tiempos subir***.
2. Factor 2: El tercer factor se correlaciona con las variables Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apoyo\_S}$ ), Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_S}$ ), Ángulo secundario de oscilación ( $A_{sec\_osc\_S}$ ) y Momento Flexo-extensor en el despegue ( $Ms_{des\_S}$ ). Como estas variables están relacionadas con la postura en que se ejecuta el gesto la denominamos ***Postura subir***.
3. Factor 3: Este factor presenta una alta correlación con las variables Momento Aductor de apoyo ( $Mf_{apo\_S}$ ) y Momento Aductor de despegue ( $Mf_{des\_S}$ ). Como ambas definen el momento medio-lateral que sufre la rodilla, lo denominaremos ***Momento aductor subir***.
4. Factor 4: Se establece una correlación entre la Fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_S}$ ) y el Momento Flexo extensor de apoyo ( $Ms_{apo\_S}$ ). Como en este instante del ciclo se produce la propulsión para elevar el centro de gravedad llamaremos a este factor ***Propulsión vertical subir***.

Las cuatro nuevas variables determinadas a partir de los factores principales se utilizaron para realizar el análisis comparativo entre los subgrupos de estudio.

- **Factores principales de la prueba de bajar escaleras**

Una vez realizado en análisis factorial se han obtenido 5 factores linealmente independientes que explican el 76,995% de la varianza total (tabla 3.11). Se ha utilizado el criterio de identificar factores con valor propio superior a 1.

Tabla 3.11: *Tabla de autovalores y varianza explicada en la prueba de bajar escaleras.*

Componente	Varianza explicada		
	Valor propio	% de la varianza	% acumulado
1	3,371	24,077	24,077
2	2,768	19,774	43,851
3	2,045	14,607	58,458
4	1,635	11,677	70,135
5	0,960	6,860	76,995

Con el objetivo de facilitar la interpretación de los factores independientes extraídos del análisis factorial se ha realizado una rotación de los ejes factoriales, mediante el método Varimax, que efectúa una rotación ortogonal. En la tabla 3.12 se puede observar que la totalidad de variables se pueden reducir a 5 factores linealmente independientes, que se forman a partir de la combinación lineal de las variables correlacionadas entre sí.

Tabla 3.12: *Factores principales de la prueba de bajar escaleras.*

	1	2	3	4	5
T_ciclo_B	<b>0,877</b>	0,141	0,118	0,129	0,001
T_apoyo_B	<b>0,926</b>	0,122	-0,003	0,123	-0,099
A_ppal_apo_B	-0,059	0,562	0,201	-0,261	<b>0,666</b>
A_ppal_osc_B	0,060	<b>0,897</b>	0,092	-0,110	0,064
A_sec_apo_B	0,006	0,576	-0,097	0,358	0,323
A_sec_osc_B	0,227	<b>0,864</b>	0,263	-0,029	-0,155
Fz_apo_B	<b>-0,589</b>	0,369	-0,037	-0,401	-0,380
Fz_osc_B	<b>0,833</b>	0,052	-0,155	-0,295	-0,027
Fz_des_B	0,040	-0,004	0,127	<b>0,916</b>	-0,099
Mf_apo_B	0,049	0,233	<b>0,810</b>	-0,105	-0,266
Mf_des_B	0,309	-0,053	<b>0,727</b>	0,314	-0,132
Ms_apo_B	-0,031	0,058	-0,240	0,001	<b>0,831</b>
Ms_des_B	0,002	<b>0,629</b>	-0,014	0,518	0,117

Los factores principales de la prueba de bajar escaleras se explican a continuación:

- Factor 1: Se correlaciona con el Tiempo de ciclo ( $T_{ciclo\_B}$ ), el Tiempo de apoyo ( $T_{apoyo\_B}$ ), la Fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_B}$ ) y la Fuerza de Oscilación ( $Fz_{osc\_B}$ ), con lo cual se puede interpretar que esta variable se correlaciona con el aspecto temporal. Por este motivo la denominamos **Tiempos bajar**.
- Factor 2: El tercer factor se correlaciona con las variables Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_B}$ ), Ángulo secundario de oscilación ( $A_{sec\_osc\_B}$ ) y Momento Flexo-extensor de despegue ( $Ms_{des\_B}$ ). Como estas variables están relacionadas con la postura en que se ejecuta el gesto la denominaremos **Postura bajar**.
- Factor 3: Este factor presenta una alta correlación con las variables Momento aductor de apoyo ( $Mf_{apo\_B}$ ) y Momento aductor de despegue ( $Mf_{des\_B}$ ) y algo menor con la velocidad. Como tiene mayor peso el momento medio-lateral que sufre la rodilla, lo denominaremos **Momento aductor bajar**.
- Factor 4: Lo define la variable Fuerza de despegue ( $Fz_{des\_B}$ ), por lo que lo denominaremos **Control bajar**, ya que los flexores plantares controlan la velocidad de bajada haciendo una contracción concéntrica excéntrica.
- Factor 5: Se establece una correlación entre el Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_B}$ ) y el Momento flexo-extensor en el apoyo ( $Ms_{apo\_B}$ ). Como en este instante del ciclo se produce una ligera flexión de rodilla para la amortiguación de la carga, llamaremos a este factor **Amortiguación bajar**.



### 3.6.3. Análisis comparativo entre grupos mediante factores principales

Las nuevas variables determinadas a partir de los factores principales se utilizaron para realizar el análisis comparativo entre los grupos de estudio. A continuación se muestran los resultados en ambas pruebas.

- **Análisis comparativo de la prueba de subir escaleras**

Existen diferencias significativas entre el grupo de normales y el grupo de patología en todos los factores principales en la prueba de subir escaleras (tabla 3.13).

Tabla 3.13: *Análisis comparativo entre el GC y GP con factores principales en subir escaleras.*

Componente Principal	Grupo control		T Student	Grupo patología	
	Media	Desviación típica		Media	Desviación típica
1	0	1	<b>0,048</b>	0,713	2,435
2	0	1	<b>0,000</b>	-2,803	1,082
3	0	1	<b>0,001</b>	-0,822	1,320
4	0	1	<b>0,000</b>	-1,461	1,904

- **Análisis comparativo de la prueba de bajar escaleras**

Existen diferencias significativas entre el grupo de normales y el grupo de patología en todos de los componentes en la prueba de bajar, excepto en el factor 4 (*Control bajar*), directamente relacionado con la variable Fuerza de despegue ( $Fz\_des\_B$ ) en bajar escaleras (tabla 3.14).

Tabla 3.14: *Análisis comparativo entre el GC y el GP con factores principales en la prueba de bajar escaleras.*

Componente principal	Grupo control		T Student	Grupo patología	
	Media	Desviación típica		Media	Desviación típica
1	0	1	<b>0,003</b>	1,095	2,412
2	0	1	<b>0,000</b>	-1,588	1,293
3	0	1	<b>0,009</b>	-0,590	1,172
4	0	1	0,249	0,250	1,121
5	0	1	<b>0,000</b>	-1,461	1,087

## 3.7. Estudio comparativo de subgrupos de patología

Tras la observación de unos patrones diferenciados de alteración funcional entre los sujetos del grupo de patología se agruparon teniendo en cuenta los criterios diagnósticos expuestos en el apartado 2.2.1. Estos subgrupos se compararon con el GC para establecer sus patrones de alteración característicos. En primer lugar se compararon mediante factores principales y, posteriormente, con las variables biomecánicas.

### 3.7.1. Análisis comparativo de subgrupos mediante factores principales

El análisis de los subgrupos mediante los factores principales ha sido desarrollado a continuación. Las tablas de subir y bajar escaleras se pueden consultar en el apéndice C (tablas C.13 y C.14)

- **Prueba de subir escaleras.**

Los subgrupos de patología *Ligamentoplastia* y *Meniscopatía* tienen en común diferencias con el grupo control en relación a las componentes *Postura subir* e *Propulsión vertical*. Sin embargo, no difieren significativamente en los componentes *Tiempos subir* o *Momentos ML* subir. El subgrupo *Femoropatelar*, por el contrario, obtiene diferencias significativas ( $p < 0,05$ ) en los componentes *Postura subir* y *Momentos ML*. Es llamativo que este grupo no tiene diferencias significativas en *Tiempos subir* y en *Propulsión vertical*.

Los subgrupos de patología *Traumatológica* y *Degenerativa* son los que más difieren de la normalidad y tienen diferencias en todos los componentes con respecto al grupo control.

A continuación se pueden observar las gráficas comparativas entre el GC, el GP y cada uno de los subgrupos para los distintos factores de la prueba de subir escaleras (figuras Figura 42-45).

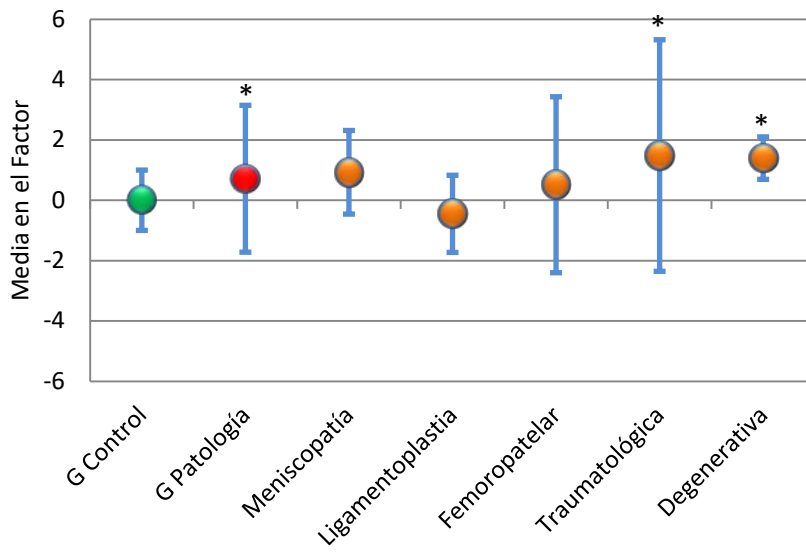


Figura 42: Gráfico comparativo del factor 1 de la prueba de subir escaleras (Tiempos subir) entre el GC y el GP y sus subgrupos. \*  $p < 0,05$ .

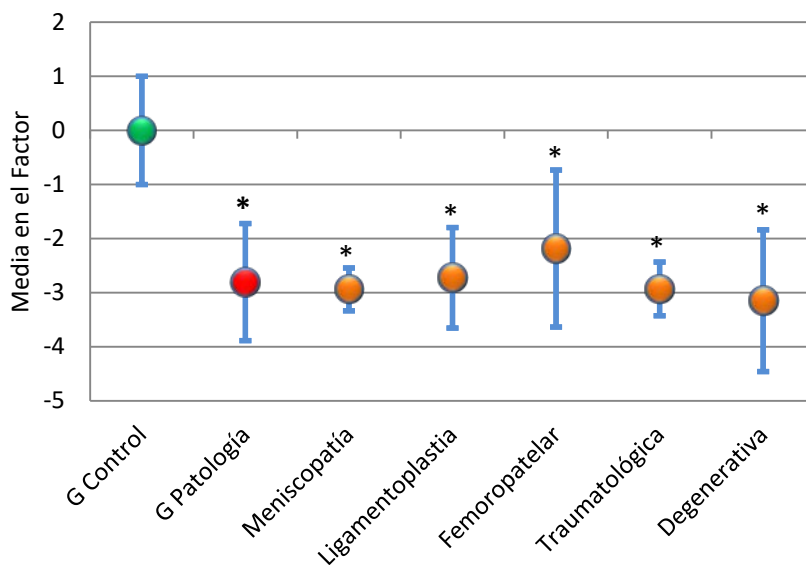


Figura 43: Gráfico comparativo del factor 2 de la prueba de subir escaleras (Postura subir) entre el GC y el GP y sus subgrupos. \*  $p < 0,05$ .

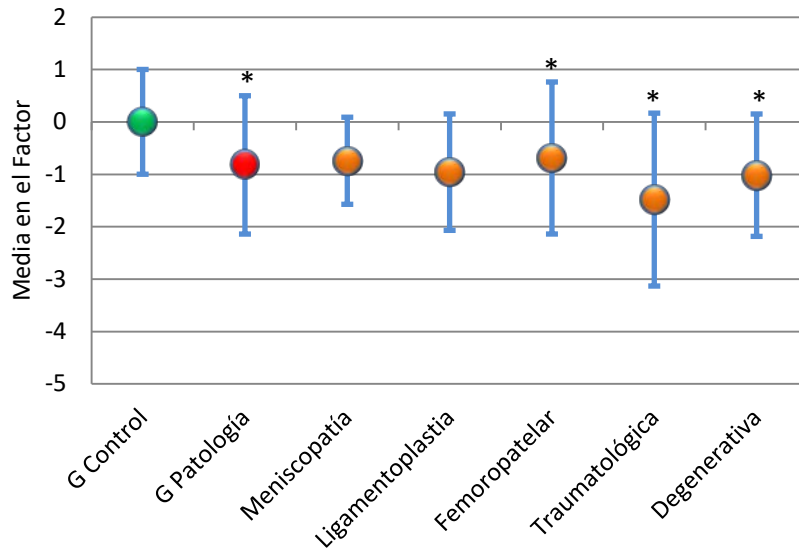


Figura 44: Gráfico comparativo del factor 3 de la prueba de subir escaleras (Momento ML subir) entre el GC y el GP y sus subgrupos. \*  $p < 0,05$ .

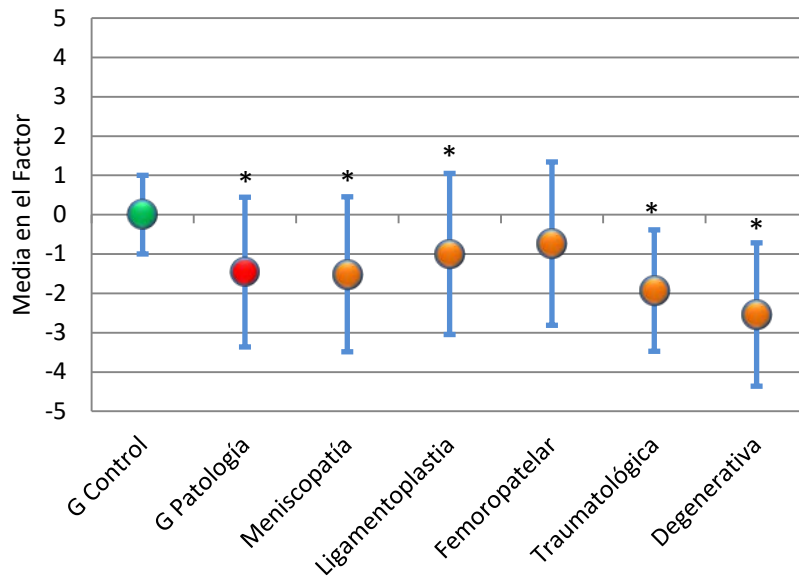


Figura 45: Gráfico comparativo del factor 4 de la prueba de subir escaleras (Propulsión vertical subir) entre el GC y el GP y sus subgrupos. \*  $p < 0,05$ .

La reducción a factores principales permite representar estos resultados en una gráfica radial en la que cada eje representa uno de los factores. De esta manera se puede apreciar dónde se sitúan las medias de cada subgrupo en cada uno de los factores con respecto al GP y al resto de subgrupos (Figura 46). El factor 1 (Tiempos subir) ha sido invertido para mejorar la visualización.

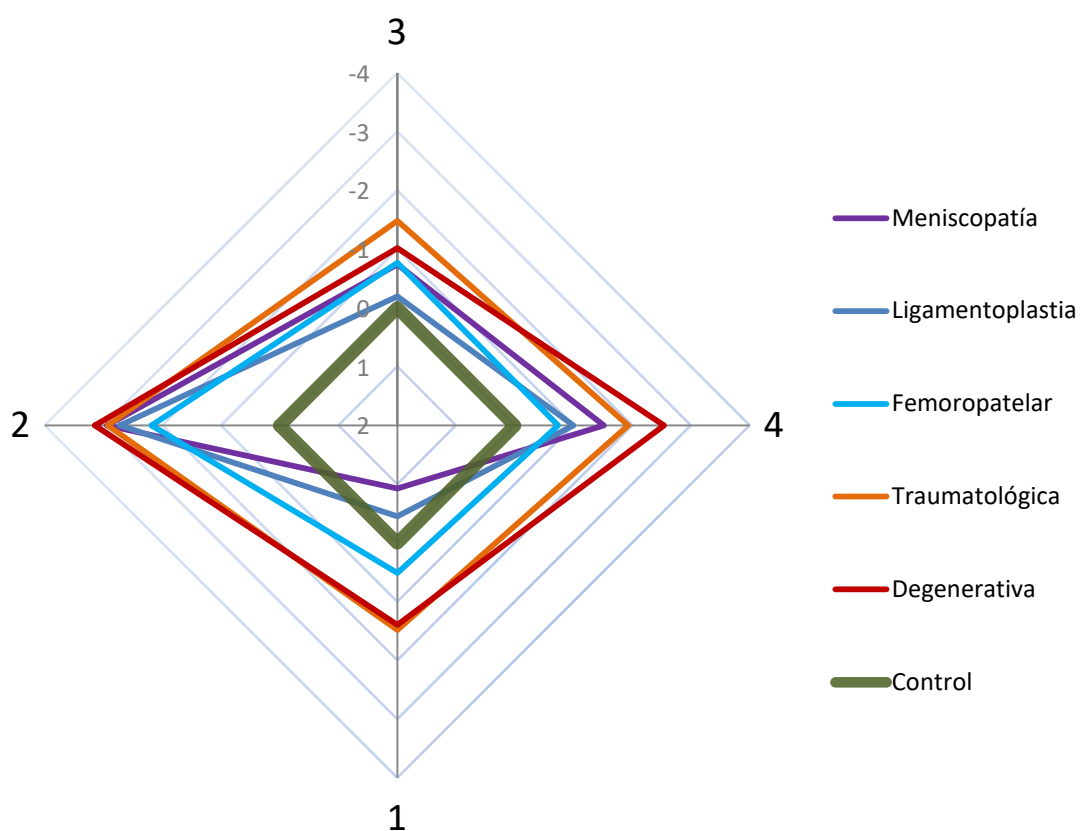


Figura 46: Gráfica radial con los factores principales y los valores promedios de cada subgrupo en relación al GC en la prueba de subir escaleras. El factor 1 (Tiempos subir) ha sido invertido para mejorar la visualización.

- **Prueba de bajar escaleras.**

El subgrupo *Meniscopatía* tiene diferencias significativas con el GC en las componentes *Tiempos bajar*, *Postura bajar* y *Amortiguación bajar*. Perfil a un gesto con mayores tiempos, con una rodilla en extensión y aumentado la amortiguación al bajar el escalón.

El subgrupo *Ligamentoplastia* también obtiene diferencias significativas ( $p < 0,05$ ) en los componentes *Postura bajar* y *Amortiguación bajar*. El subgrupo *Femoropatelar* presenta diferencias significativas ( $p < 0,05$ ) en los componentes *Postura bajar*, *Control bajar* y *Amortiguación bajar*.

Los subgrupos de patología *Traumatológica* y *Degenerativa* son los que más difieren de la normalidad y tienen diferencias en casi todos los componentes (*Tiempos bajar*, *Postura bajar*, *Momento ML bajar* y *Amortiguación bajar*) con respecto al grupo control. Destaca que ambos no tienen diferencias significativas en *Control bajar*.

A continuación se pueden observar las gráficas comparativas entre el GC, el GP y cada uno de los subgrupos para los distintos factores de la prueba de bajar escaleras (figuras Figura 47-Figura 51).

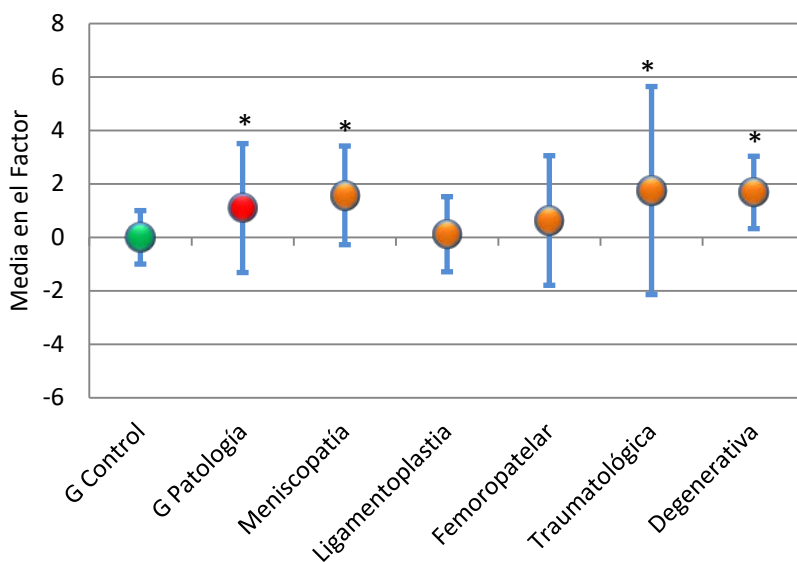


Figura 47: Gráfico comparativo del factor 1 de la prueba de bajar escaleras (*Tiempos bajar*) entre el GC y el GP y sus subgrupos. \*  $p < 0,05$ .

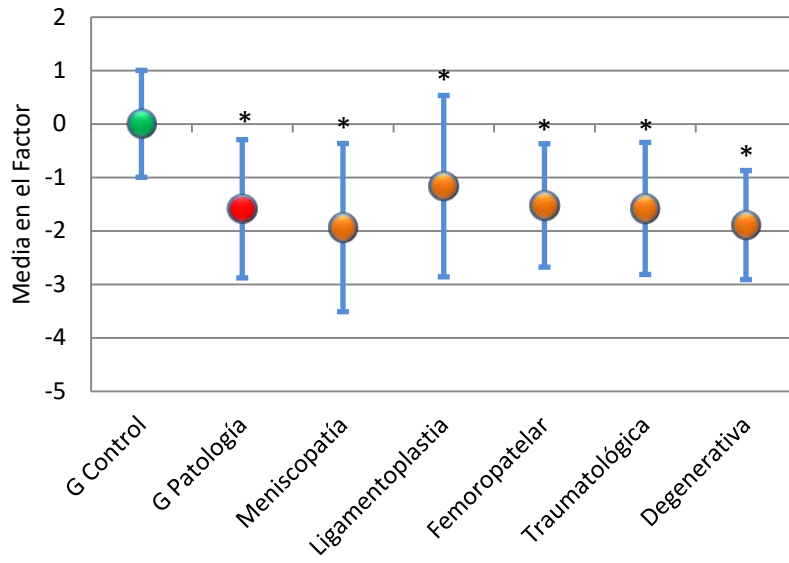


Figura 48: Gráfico comparativo del factor 2 de la prueba de bajar escaleras (Postura bajar) entre el GC y el GP y sus subgrupos. \*  $p < 0,05$ .

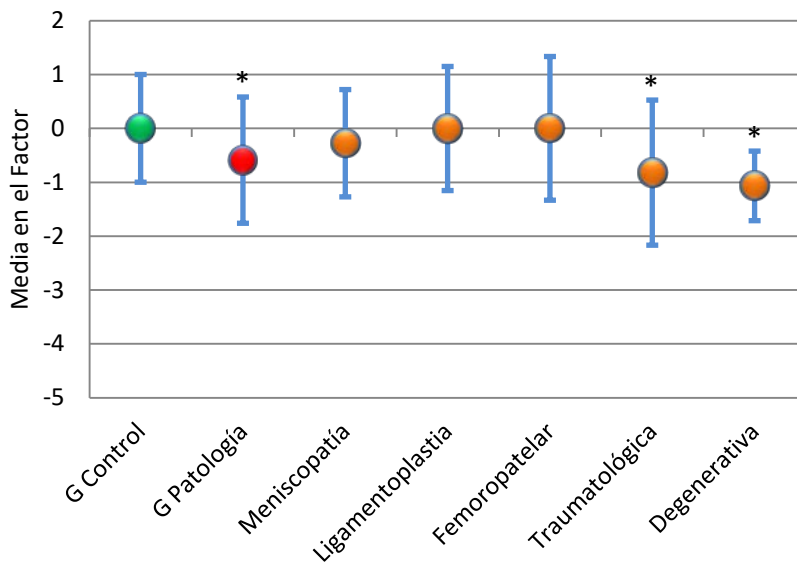


Figura 49: Gráfico comparativo del factor 3 de la prueba de bajar escaleras (Momento ML bajar) entre el GC y el GP y sus subgrupos. \*  $p < 0,05$ .



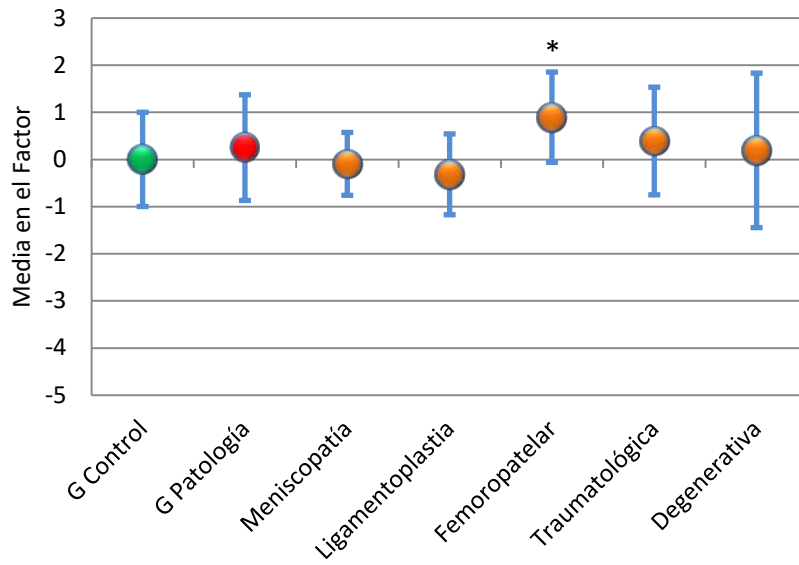


Figura 50: Gráfico comparativo del factor 4 de la prueba de bajar escaleras (Control bajar) entre el GC y el GP y sus subgrupos. \*  $p < 0,05$ .

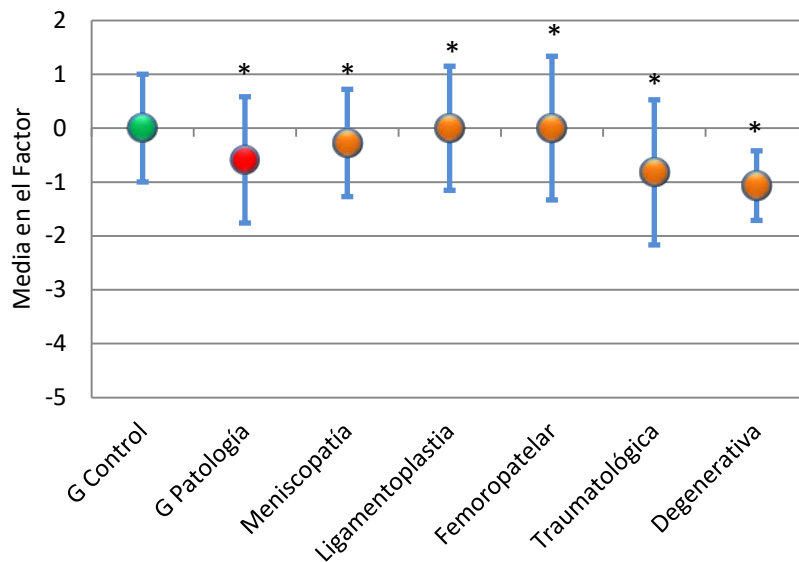


Figura 51: Gráfico comparativo del factor 5 de la prueba de bajar escaleras (Amortiguación bajar) entre el GC y el GP y sus subgrupos. \*  $p < 0,05$ .

Se han representado los resultados de la prueba de bajar escaleras en otra gráfica radial en la que cada eje representa uno de los factores. De esta manera se puede apreciar dónde se sitúan las medias de cada subgrupo en cada uno de los factores con respecto al GP y al resto de subgrupos (Figura 52). El factor 1 (*Tiempos bajar*) ha sido invertido para mejorar la visualización

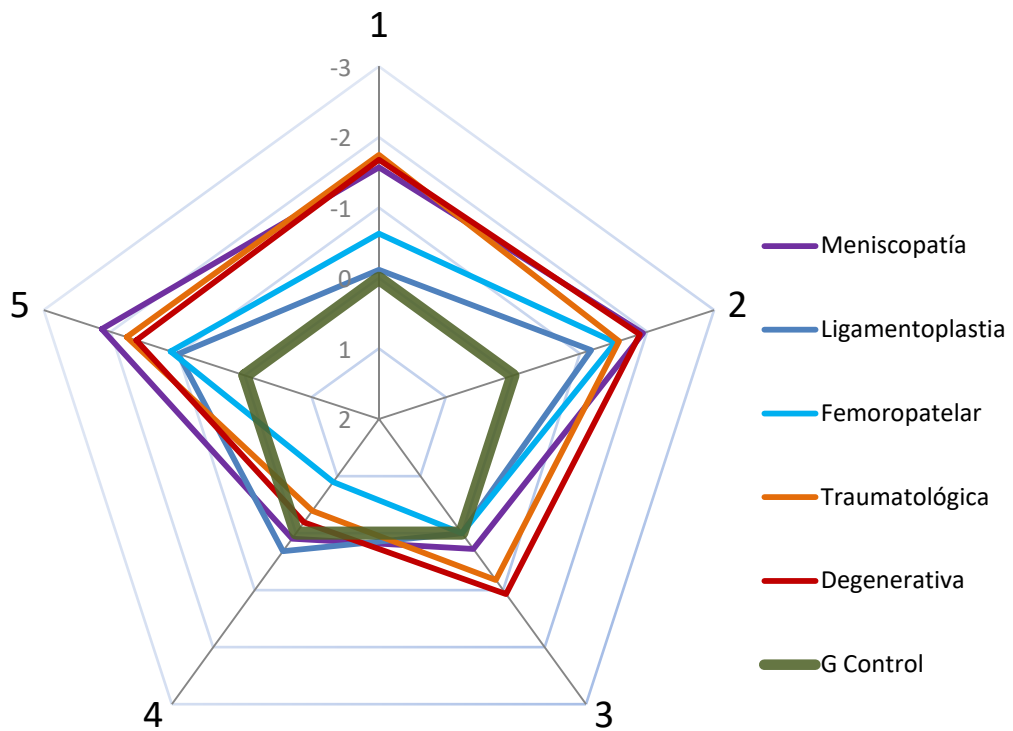


Figura 52: Gráfica radial con los factores principales y los valores promedios de cada subgrupo en relación al GC en la prueba de bajar escaleras. El factor 1 (*Tiempos bajar*) ha sido invertido para mejorar la visualización.

### 3.7.2. Análisis de subgrupos mediante las variables biomecánicas

Para determinar las diferencias entre los patrones observados, correspondientes a los subgrupos de patología, también se realizó una comparación de las variables biomecánicas de cada subgrupo con el GC. Se han descrito los resultados en cada uno de los subgrupos, cuyas tablas se pueden consultar en el apéndice C.

- **Subgrupo *Meniscopatía***

- **Prueba de subir escaleras en subgrupo *Meniscopatía***

El subgrupo *Meniscopatía* presenta diferencias significativas ( $p < 0,01$ ) con respecto al GC en la prueba de subir escaleras en las siguientes variables (tabla C.15):

- Presenta un menor tiempo de apoyo ( $T_{apoyo\_S}$ ) sobre el escalón (1,29s).
- Las variables Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_S}$ ) ( $27,1^\circ$ ) y Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_S}$ ) ( $75,1^\circ$ ) obtienen valores mucho menores que el GC.
- La Fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_S}$ ) es menor (0,881).
- Los Momentos flexo-extensores tanto en el apoyo ( $Ms_{apo\_S}$ ) (0,112), como en el despegue ( $Ms_{des\_S}$ ) (0,029) también son ampliamente menores.

- **Prueba de bajar escaleras en subgrupo *Meniscopatía***

El subgrupo *Meniscopatía* presenta diferencias significativas ( $p < 0,01$ ) con respecto al GC en la prueba de bajar escaleras en las siguientes variables (tabla C.16):

- Presenta un mayor tiempo de apoyo ( $T_{apoyo\_B}$ ) sobre el escalón (1,31s).
- Los Ángulos principales están disminuidos: Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_B}$ ) ( $7,9^\circ$ ) y Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_B}$ ) ( $79,7^\circ$ ).
- El Ángulo secundario de apoyo ( $A_{sec\_apo\_B}$ ) ( $13,8^\circ$ ) y el ángulo secundario de oscilación ( $A_{sec\_apo\_B}$ ) ( $84,9^\circ$ ) también son menores.
- La Fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_B}$ ) es menor (0,989) y la fuerza de oscilación ( $Fz_{osc\_B}$ ) está aumentada ligeramente (0,88).
- El Momento aductor ( $Mf_{apo\_B}$ ) apoyo está también disminuido (0,138).
- El Momento extensor de apoyo ( $Fz_{apo\_B}$ ) (-0,068) es menor en magnitud.

En el caso siguiente se observan las alteraciones más características del patrón *Meniscopatía*. Existe una afectación predominante en la fase de descarga del peso al bajar escaleras (figura 54), aunque también se observa una importante disminución del primer pico de momento extensor en la prueba de subir (figura 53).

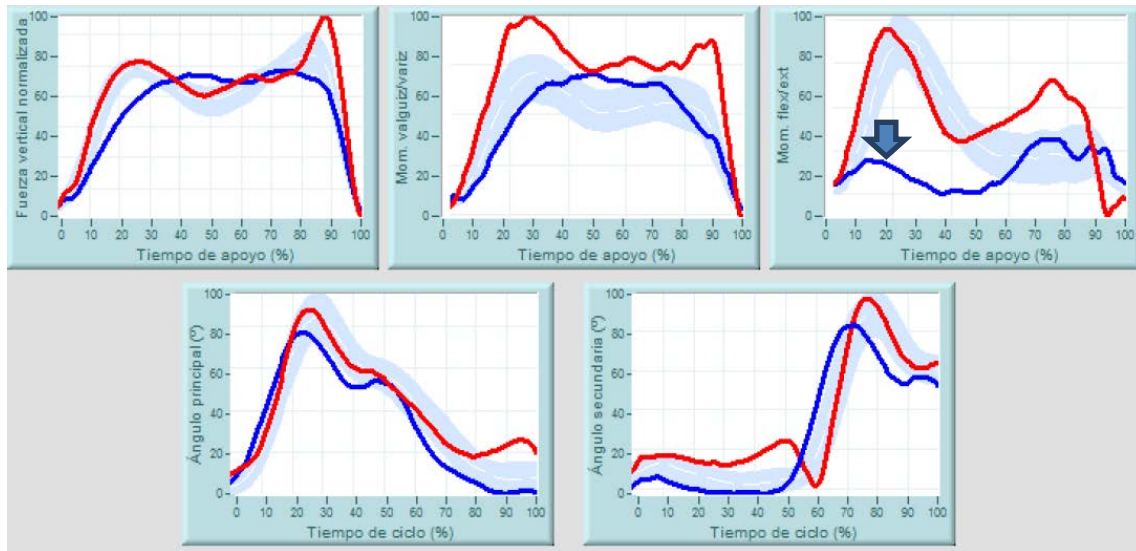


Figura 53: Gráficas de un caso de patrón *Meniscopatía* en la prueba de subir escaleras. Superior izquierda: Fuerza vertical normalizada. Superior central: Momento externo en el plano frontal. Superior derecha: Momento externo en el plano sagital. La flecha destaca la disminución del momento extensor en el apoyo de la rodilla con patología. Inferior izquierda: Ángulo de flexión de la rodilla principal durante un ciclo completo. Inferior derecha: Ángulo de flexión de la rodilla secundaria durante un ciclo completo. En sombreado se representa la banda de normalidad (azul: miembro inferior afectado; rojo: miembro inferior sano).

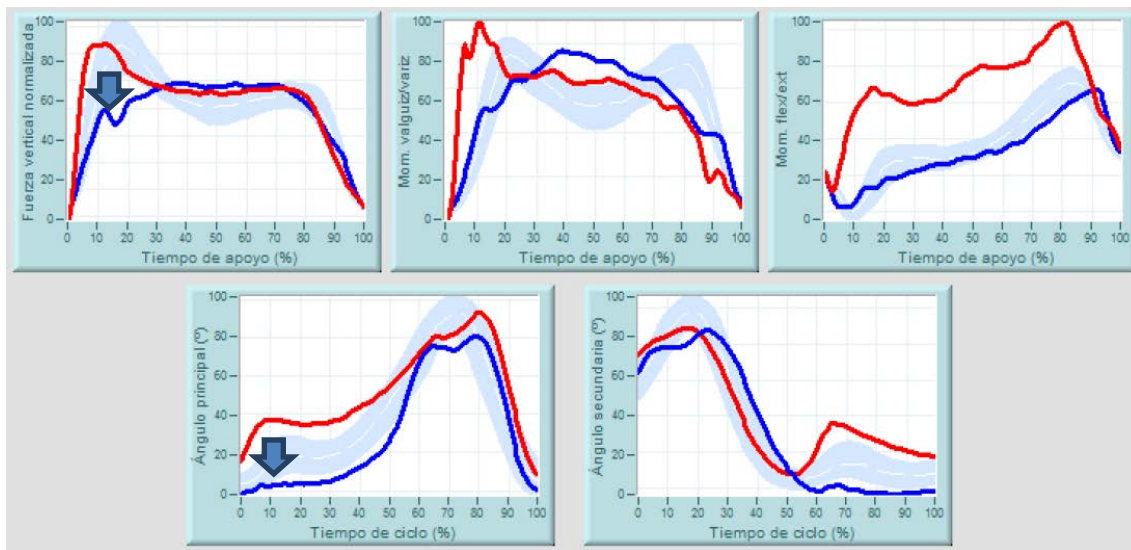


Figura 54: Gráficas de un caso de patrón Meniscopatía en bajar escaleras. Superior izquierda: Fuerza vertical normalizada. La flecha destaca la disminución en la fuerza de apoyo de la rodilla con patología. Superior central: Momento externo en el plano frontal. Superior derecha: Momento externo en el plano sagital. Inferior izquierda: Ángulo de flexión de la rodilla principal durante un ciclo completo. La flecha destaca la disminución en la flexión en el apoyo en la rodilla con patología. Inferior derecha: Ángulo de flexión de la rodilla secundaria durante un ciclo completo. En sombreado se representa la banda de normalidad (azul: miembro inferior afectado; rojo: miembro inferior sano).

- **Subgrupo *Ligamentoplastia***

- **Prueba de subir escaleras en subgrupo *Ligamentoplastia***

El subgrupo *Ligamentoplastia* presenta diferencias significativas ( $p < 0,01$ ) con respecto al GC en la prueba de subir escaleras en las siguientes variables (tabla C.17):

- Presenta un menor tiempo de ciclo ( $T_{ciclo\_S}$ ) (1,84s).
- Las variables Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_S}$ ) ( $30,6^\circ$ ) y Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_S}$ ) ( $77,0^\circ$ ) obtienen valores menores.
- El ángulo secundario en la oscilación ( $A_{sec\_osc\_S}$ ) es menor ( $81,7^\circ$ ). Los Momentos flexo-extensores, tanto en el apoyo ( $Ms_{apo\_S}$ ) (0,096) como en el despegue ( $Ms_{des\_S}$ ) (0,042), también son ampliamente menores.

- **Prueba de bajar escaleras en subgrupo *Ligamentoplastia***

El subgrupo *Ligamentoplastia* presenta diferencias significativas ( $p < 0,01$ ) con respecto al GC en la prueba de bajar escaleras en las siguientes variables (tabla C.18):

- Presenta un menor tiempo de ciclo ( $T_{ciclo\_B}$ ) (1,78s) y un mayor tiempo de apoyo ( $T_{apoyo\_B}$ ) sobre el escalón (1,78s).
- Los Ángulos principales están disminuidos: Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_B}$ ) ( $11,1^\circ$ ) y Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_B}$ ) ( $88^\circ$ ).
- El Ángulo secundario de apoyo ( $A_{sec\_apo\_B}$ ) ( $12,4^\circ$ ) está aumentado y el ángulo secundario de oscilación ( $A_{sec\_osc\_B}$ ) ( $84,2^\circ$ ) es menor.
- La fuerza de oscilación ( $Fz_{osc\_B}$ ) está aumentada ligeramente (0,83).
- El Momentos flexor en el apoyo ( $Ms_{apo\_B}$ ) (-0,084) está alterado.

En en el caso siguiente se observan las alteraciones más características del patrón *Ligamentoplastia*. Se aprecia una afectación predominante al subir escaleras con una disminución del primer pico de momento extensor (Figura 55). Sin embargo, no muestra apenas alteraciones en la prueba de bajar escaleras (Figura 56).

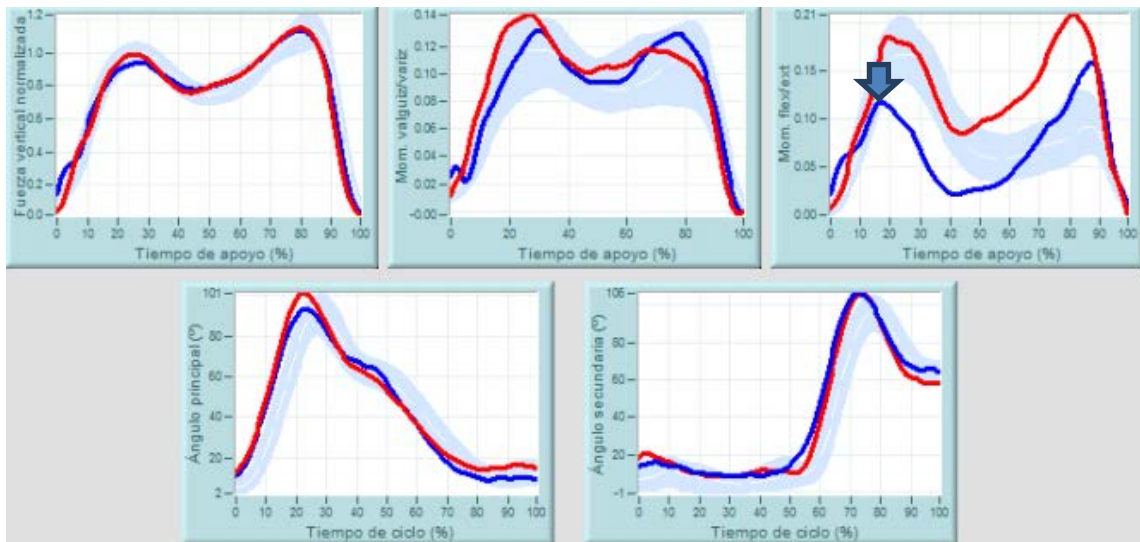


Figura 55: Gráficas de un caso de patrón Ligamentoplastia en subir escaleras. Superior izquierda: Fuerza vertical normalizada. Superior central: Momento externo en el plano frontal. Superior derecha: Momento externo en el plano sagital. La flecha destaca la disminución en el momento extensor de apoyo de la rodilla con patología. Inferior izquierda: Ángulo de flexión de la rodilla principal durante un ciclo completo. Inferior derecha: Ángulo de flexión de la rodilla secundaria durante un ciclo completo. En sombreado se representa la banda de normalidad (azul: miembro inferior afectado; rojo: miembro inferior sano).

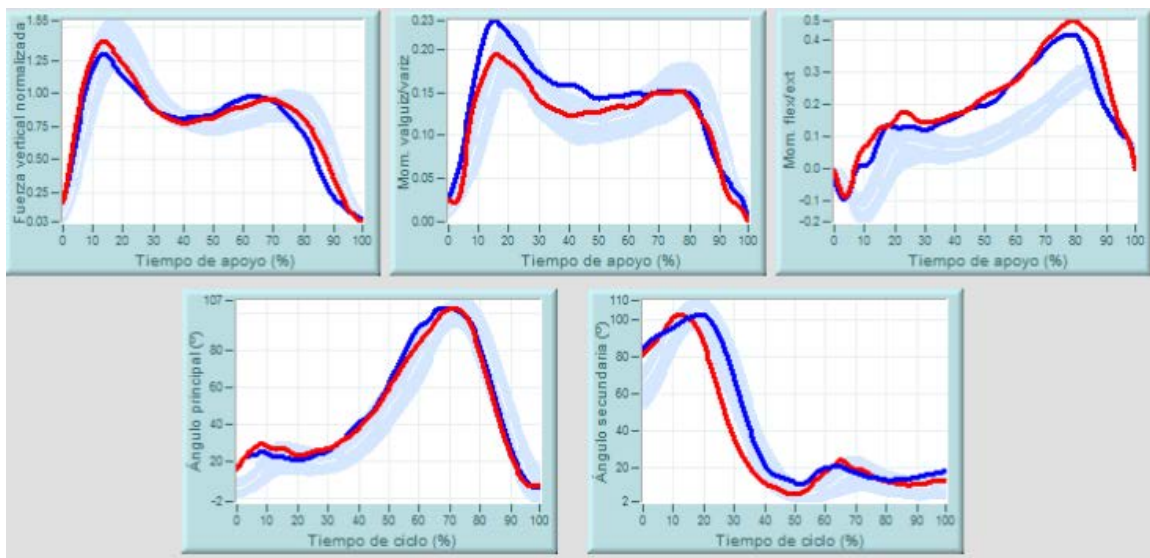


Figura 56: Gráficas de un caso de patrón Ligamentoplastia en bajar escaleras. Superior izquierda: Fuerza vertical normalizada. Superior central: Momento extensor en el plano frontal. Superior derecha: Momento externo en el plano sagital. Inferior izquierda: Ángulo de flexión de la rodilla principal durante un ciclo completo. Inferior derecha: Ángulo de flexión de la rodilla secundaria. En sombreado se representa la banda de normalidad (azul: miembro inferior afectado; rojo: miembro inferior sano).

- **Subgrupo *Femoropatelar***

- **Prueba de subir escaleras en subgrupo *Femoropatelar***

El grupo *Femoropatelar* presenta diferencias significativas ( $p < 0,01$ ) con respecto al GC en la prueba de subir escaleras en las siguientes variables (tabla C.19):

- Presenta un mayor tiempo de apoyo ( $T_{apo\_S}$ ) (1,32s).
- Las variable Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_S}$ ) ( $28,7^\circ$ ) obtiene un valor significativamente menor.
- La Fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_S}$ ) es menor (0,880).
- El Momento extensor en el apoyo ( $Ms_{apo\_S}$ ) (0,101) también es ampliamente menor.

- **Prueba de bajar escaleras en subgrupo *Femoropatelar***

El subgrupo *Femoropatelar* presenta diferencias significativas ( $p < 0,01$ ) con respecto al GC en la prueba de bajar escaleras en las siguientes variables (tabla C.20):

- Presenta un mayor tiempo de apoyo ( $T_{apo\_B}$ ) sobre el escalón (1,16s).
- El Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_B}$ ) ( $7,9^\circ$ ) está disminuido.
- El Ángulo secundario de apoyo ( $A_{sec\_apo\_B}$ ) ( $18,8^\circ$ ) está aumentado, pero el ángulo secundario de oscilación ( $A_{sec\_osc\_B}$ ) ( $89,7^\circ$ ) es menor.
- La fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_B}$ ) está disminuida (1,105).
- Los momentos aductores de apoyo ( $Mf_{apo\_B}$ ) (0,123) y de despegue ( $Mf_{des\_B}$ ) (0,122) están muy disminuidos.
- El Momento extensor en el despegue ( $Ms_{des\_B}$ ) (0,196) está muy alterado con respecto al GC.

En en el caso siguiente se observan las alteraciones más características del patrón *Femoropatelar*. Se observa una afectación a diferentes niveles, pero destaca la disminución de ambos picos de momentos extensores, tanto al subir (Figura 57), como al bajar escaleras (figura Figura 58). Se puede apreciar también una disminución de los momentos aductores en bajar escaleras.



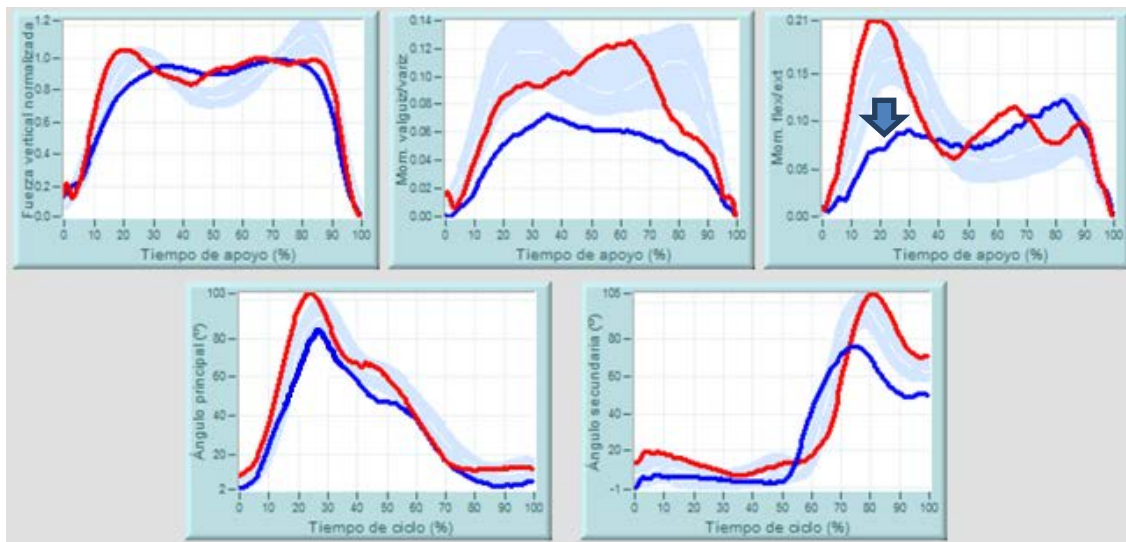


Figura 57: Gráficas de un caso de patrón Femoropatelar en subir escaleras. Superior izquierda: Fuerza vertical normalizada por el peso. Superior central: Momento externo en el plano frontal. Superior derecha: Momento externo en el plano sagital. La flecha destaca la disminución en el momento extensor de apoyo de la rodilla con patología. Inferior izquierda: Ángulo de flexión de la rodilla principal durante un ciclo completo. Inferior derecha: Ángulo de flexión de la rodilla secundaria durante un ciclo completo. En sombreado se representa la banda de normalidad (azul: miembro inferior afectado; rojo: miembro inferior sano).

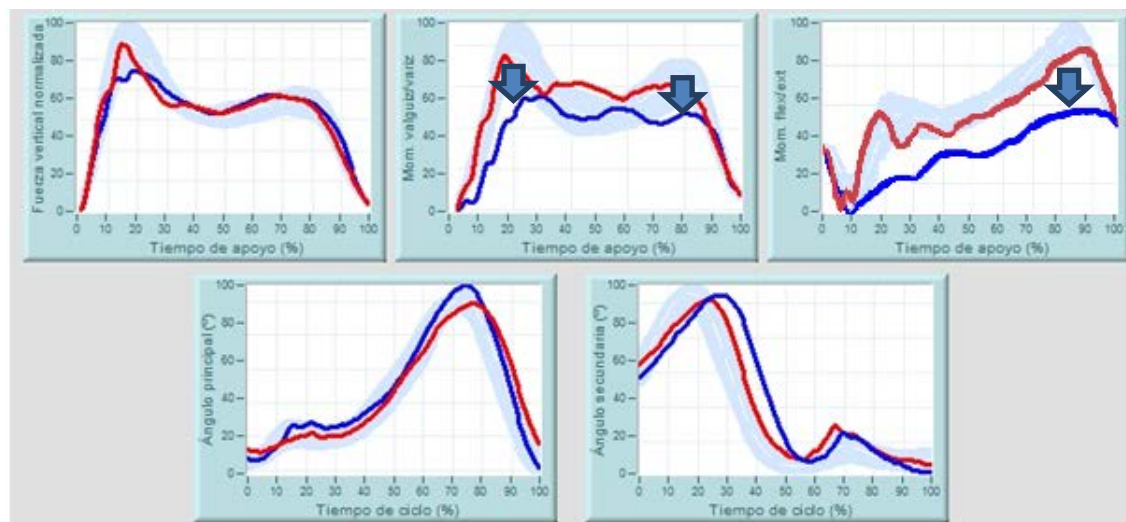


Figura 58: Gráficas de un caso de patrón Femoropatelar en bajar escaleras. Superior izquierda: Fuerza vertical normalizada. Superior central: Momento externo en el plano frontal. Las flechas destacan la disminución en los momentos aductores de la rodilla con patología. Superior derecha: Momento externo en el plano sagital. La flecha destaca la disminución en el momento extensor de despegue de la rodilla con patología. Inferior izquierda: Ángulo de flexión de la rodilla principal durante un ciclo completo. Inferior derecha: Ángulo de flexión de la rodilla secundaria durante un ciclo completo. En sombreado se representa la banda de normalidad (azul: miembro inferior afectado; rojo: miembro inferior sano).

- **Subgrupo Traumática**

- **Prueba de subir escaleras en subgrupo Traumática**

El subgrupo *Traumática* presenta diferencias significativas ( $p < 0,01$ ) con respecto al GC en la prueba de subir escaleras en las siguientes variables (tabla C.21):

- Presenta un mayor tiempo de apoyo ( $T_{apo\_S}$ ) (1,44s).
- Las variables Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_S}$ ) ( $31,6^\circ$ ) y Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_S}$ ) ( $69,4^\circ$ ) obtienen valores significativamente menores.
- El Ángulo secundario de oscilación ( $A_{sec\_osc\_S}$ ) ( $77,4^\circ$ ) es menor.
- La Fuerza vertical de apoyo ( $Fz_{apo\_S}$ ) (0,900) y la Fuerza vertical de despegue ( $Fz_{des\_S}$ ) (1,006) son menores.
- El Momento de aducción en el apoyo ( $Mf_{apo\_S}$ ) (0,089) es menor que en el grupo control.
- El Momento extensor en el apoyo ( $Ms_{apo\_S}$ ) (0,108) también está ampliamente disminuido.

- **Prueba de bajar escaleras en subgrupo Traumática**

El subgrupo *Traumática* presenta diferencias significativas ( $p < 0,01$ ) con respecto al GC en la prueba de bajar escaleras en las siguientes variables (tabla C.22):

- Presenta un mayor Tiempo de apoyo ( $T_{apoyo\_B}$ ) sobre el escalón (1,43s).
- El Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_B}$ ) ( $10,9^\circ$ ) y el Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_B}$ ) ( $87,2^\circ$ ) están disminuidos con respecto al grupo control.
- El Ángulo secundario de apoyo ( $A_{sec\_apo\_B}$ ) ( $15,0^\circ$ ) está aumentado y el ángulo secundario de oscilación ( $A_{sec\_osc\_B}$ ) ( $86,7^\circ$ ) disminuido con respecto al grupo control.
- La Fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_B}$ ) también está disminuida (1,133).
- Los Momentos aductores en el apoyo ( $Mf_{apo\_B}$ ) (0,140) y en el despegue ( $Mf_{des\_apo\_B}$ ) (0,127) están muy disminuidos.
- El momento flexor en el apoyo ( $Ms_{apo\_B}$ ) (-0,086) está alterado.

- **Subgrupo *Degenerativa***

- **Prueba de subir escaleras en subgrupo *Degenerativa***

El subgrupo *Degenerativa* presenta diferencias significativas ( $p < 0,01$ ) con respecto al GC en la prueba de subir escaleras en las siguientes variables (tabla C.23):

- Presenta un mayor tiempo de apoyo ( $T_{apoyo\_S}$ ) (1,28s).
- Las variables Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_S}$ ) ( $27,2^\circ$ ) y Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_S}$ ) ( $66,1^\circ$ ) obtienen valores significativamente menores que en el GC.
- El ángulo secundario de oscilación ( $A_{sec\_osc\_S}$ ) ( $81,8^\circ$ ) también es menor.
- Las Fuerzas verticales de apoyo ( $Fz_{apo\_S}$ ) (0,904) y de despegue ( $Fz_{des\_S}$ ) (0,928) son menores significativamente. Como corresponde, la Fuerza vertical de oscilación (0,851) es mayor.
- El Momento extensor en el apoyo ( $Ms_{apo\_S}$ ) (0,087) también es ampliamente menor con respecto al GC.

- **Prueba de bajar escaleras en subgrupo *Degenerativa***

El subgrupo *Degenerativa* presenta diferencias significativas ( $p < 0,01$ ) con respecto al GC en la prueba de bajar escaleras en las siguientes variables (tabla C.24):

- Presenta un mayor tiempo de apoyo ( $T_{apoyo\_B}$ ) sobre el escalón (1,27s).
- El Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_B}$ ) ( $8,03^\circ$ ) y el Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_B}$ ) ( $84,5^\circ$ ) están disminuidos.
- El Ángulo secundario de apoyo ( $A_{sec\_apo\_B}$ ) ( $16,6^\circ$ ) está aumentado y el ángulo secundario de oscilación ( $A_{sec\_osc\_B}$ ) ( $86,8^\circ$ ).
- La Fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_B}$ ) está disminuida (1,039) y la Fuerza de oscilación ( $Fz_{apo\_B}$ ) aumentada (0,899) disminuido con respecto al GC.
- El Momento aductor en el apoyo ( $Mf_{apo\_B}$ ) (0,149) está disminuido.
- El Momento extensor en el despegue ( $Ms_{des\_B}$ ) (0,190) está alterado con respecto al GC.

Se decidió agrupar los subgrupos *Traumatológica* y *Degenerativa* en un único patrón por sus características tan similares. El patrón, que se podría denominar de *Elevada afectación funcional* presenta afectación en todas las fases de ambos gestos funcionales.

En el caso siguiente se pueden observar las marcadas diferencias con respecto al GC, agrupando diversas alteraciones comunes a los patrones anteriores (figuras 59 y 60).

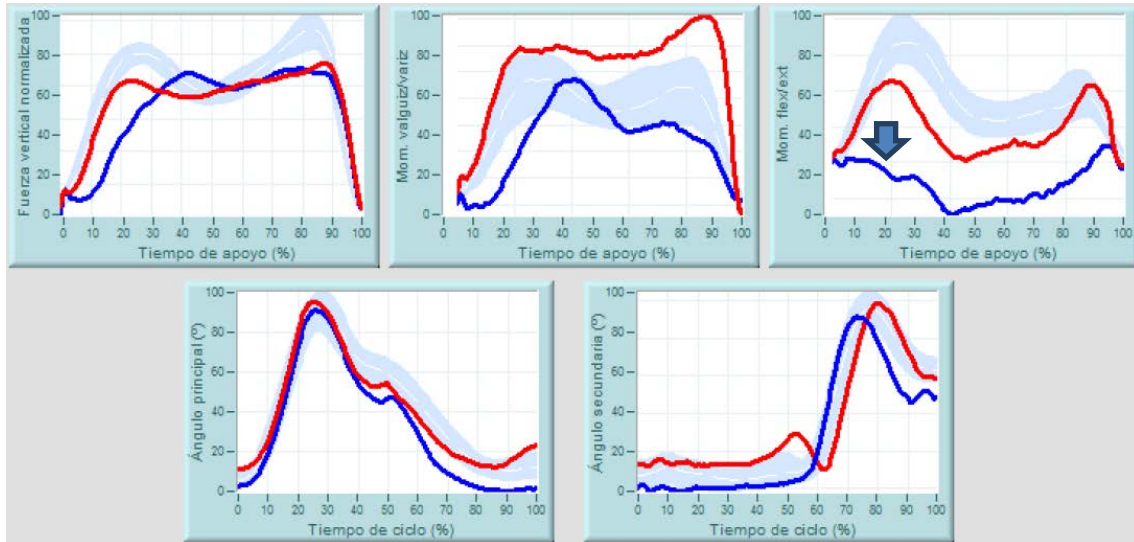


Figura 59: Gráficas de un caso de patrón de Elevada Afectación Funcional en subir escaleras. Superior izquierda: Fuerza vertical normalizada. Superior central: Momento externo en el plano frontal. Superior derecha: Momento en el plano sagital. La flecha destaca la disminución en el momento extensor en la rodilla con patología. Inferior izquierda: Ángulo de flexión de la rodilla principal durante un ciclo completo. Inferior derecha: Ángulo de flexión de la rodilla secundaria durante un ciclo completo. En sombreado se representa la banda de normalidad (azul: miembro inferior afectado; rojo: miembro inferior sano).

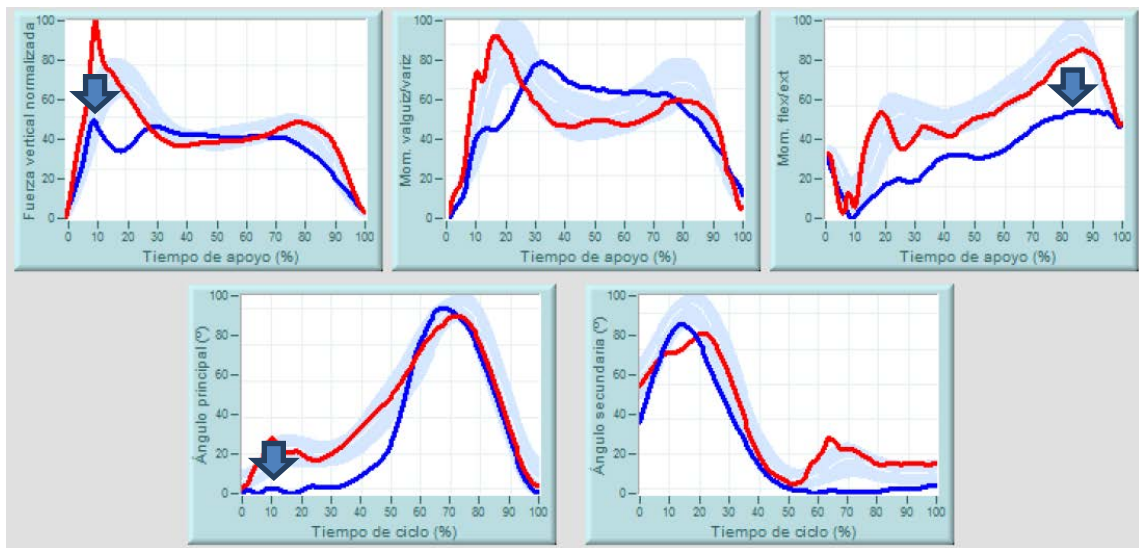


Figura 60: Gráficas de un caso de patrón de Elevada Afectación Funcional en bajar escaleras. Superior izquierda: Fuerza vertical normalizada. La flecha destaca la disminución en la fuerza de apoyo en el miembro con patología Superior central: Momento externo en el plano frontal. Superior derecha: Momento externo en el plano sagital. La flecha destaca la disminución en el momento extensor de despegue en la rodilla con patología. Inferior izquierda: Ángulo de flexión de la rodilla principal durante el ciclo completo. La flecha destaca la disminución en la flexión en el apoyo en la rodilla con patología. Inferior derecha: Ángulo de flexión de la rodilla secundaria durante el ciclo completo. En sombreado se representa la banda de normalidad (azul: miembro inferior afectado; rojo: miembro inferior sano).

### 3.7.3. Análisis de las variables por subgrupos

En este apartado se muestran los resultados del análisis del test de t de Student, entre el grupo control y los subgrupos de patología en cada una de las variables biomecánicas.

- Prueba de subir escaleras

A continuación se muestran las gráficas de los parámetros temporales (tabla 3.28), de los ángulos en el plano sagital (tabla 3.29), de las fuerzas verticales de reacción (tabla 3.30) y de los momentos en los planos sagital y frontal (tabla 3.31) en la prueba de subir escaleras. En el apéndice C se muestran las tablas con los resultados obtenidos.

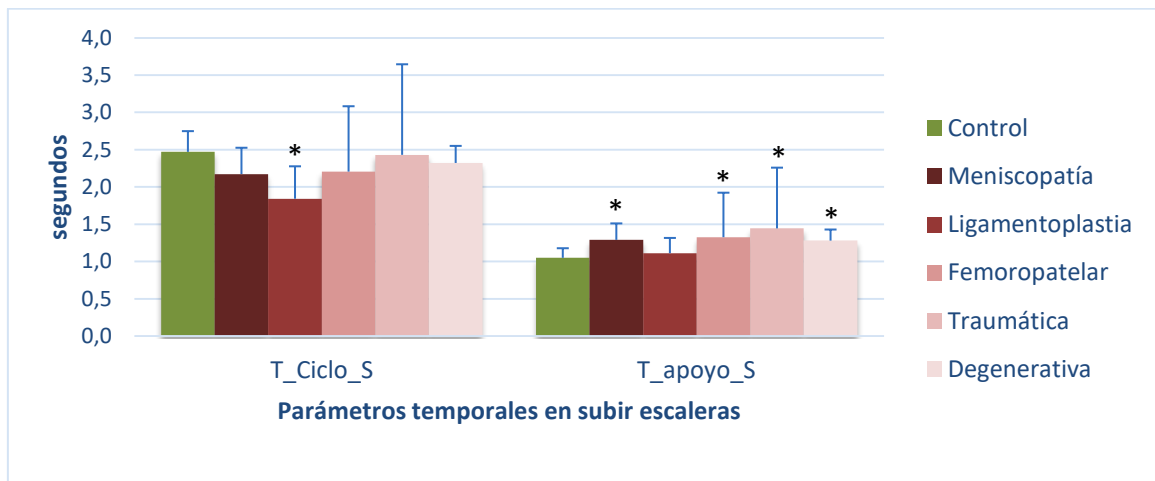


Figura 61: Gráfico comparativo de los parámetros temporales entre el GC y cada uno de los subgrupos del GP en la prueba de subir escaleras.  $T_{ciclo\_S}$ : Tiempo de ciclo.  $T_{apo\_S}$ : Tiempo de apoyo. \*  $p < 0,01$ .

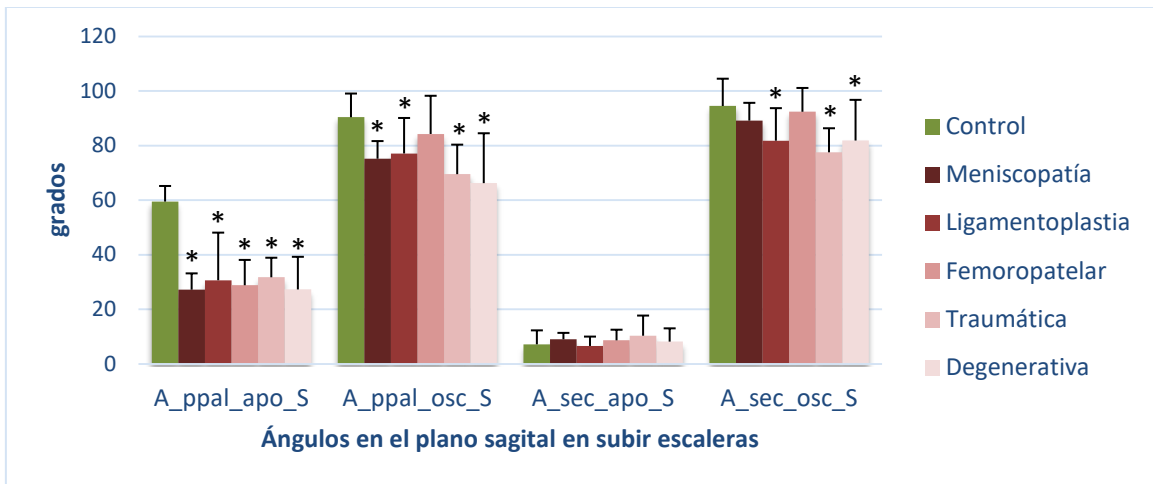


Figura 62: Gráfico comparativo de los ángulos de los miembros principal y secundario entre el GC y cada uno de los subgrupos del GP en la prueba de subir escaleras. A\_ppal\_apo\_S: Ángulo principal de apoyo. A\_ppal\_osc\_S: Ángulo principal de oscilación. A\_sec\_apo\_S: Ángulo secundario de apoyo. A\_sec\_osc\_S: Ángulo secundario de oscilación. \*  $p < 0,01$ .

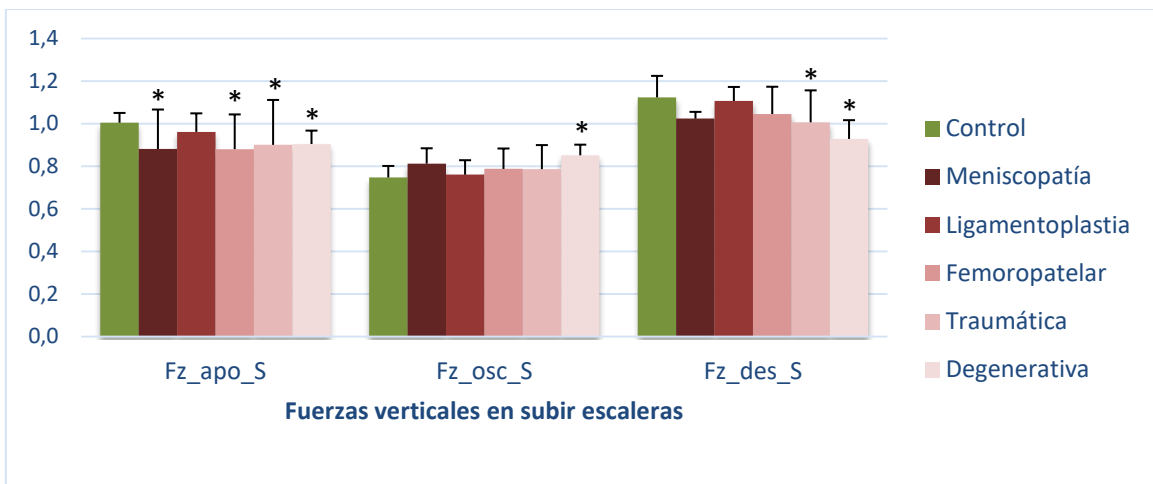


Figura 63: Gráfico comparativo de las fuerzas verticales normalizadas entre el GC y cada uno de los subgrupos del GP en la prueba de subir escaleras. Fz\_apo\_S: Fuerza vertical de apoyo. Fz\_osc\_S: Fuerza vertical de oscilación. Fz\_des\_S: Fuerza vertical de despegue. \*  $p < 0,01$ .

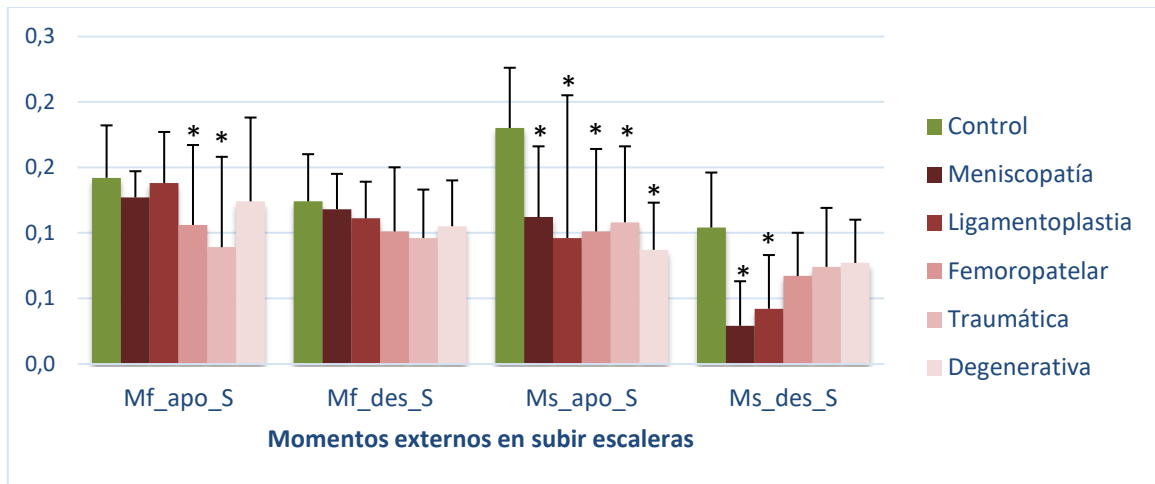


Figura 64: Gráfico comparativo de los momentos normalizados en el plano frontal y sagital entre el GC y cada uno de los subgrupos del GP en la prueba de subir escaleras. *Mf\_apo\_S*: Momento aductor (plano frontal) de apoyo. *Mf\_des\_S*: Momento aductor (plano frontal) de despegue. *Ms\_apo\_S*: Momento flexo-extensor (plano sagital) de apoyo. *Ms\_des\_S*: Momento flexo-extensor (plano sagital) de despegue. \*  $p < 0,01$ .



- Prueba de subir escaleras

Las gráficas de los parámetros temporales (tabla 3.32), de los ángulos en el plano sagital (tabla 3.33), de las fuerzas verticales de reacción (tabla 3.34) y de los momentos en los planos sagital y frontal (tabla 3.35) de la prueba de bajar escaleras se muestran a continuación.

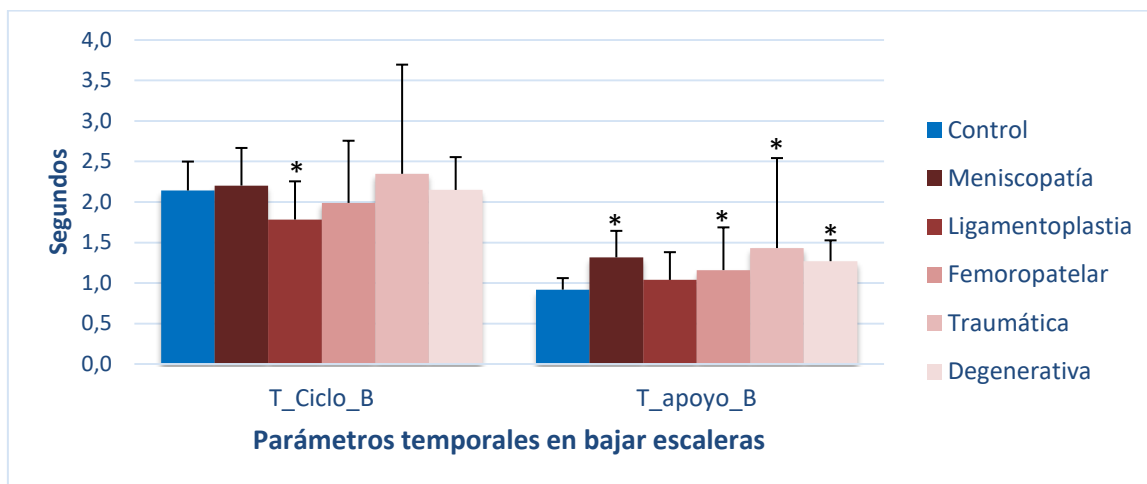


Figura 65: Gráfico comparativo de los parámetros temporales entre el GC y cada uno de los subgrupos del GP en la prueba de bajar escaleras.  $T_{ciclo\_B}$ : Tiempo de ciclo.  $T_{apo\_B}$ : Tiempo de apoyo. \*  $p < 0,01$ .

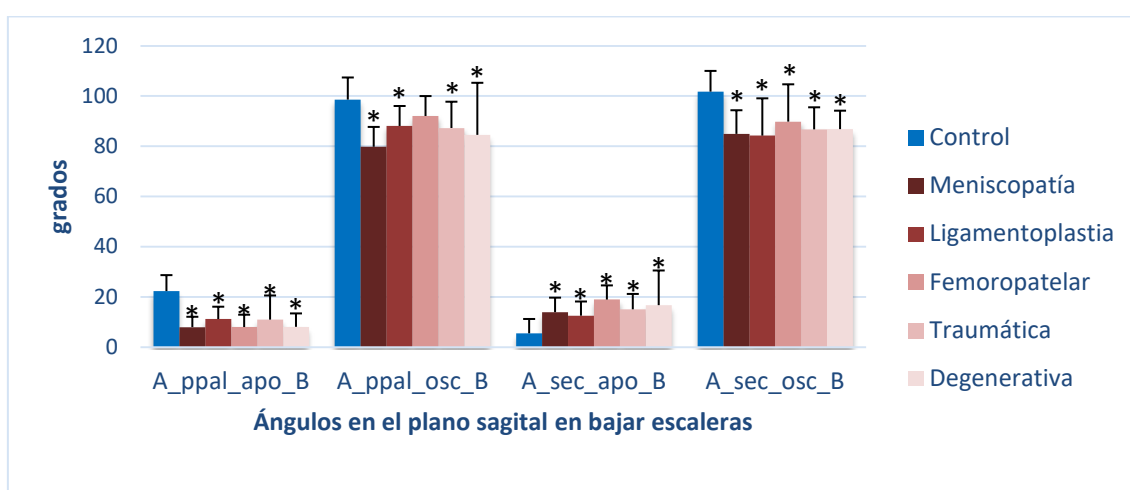


Figura 66: Gráfico comparativo de los ángulos de los miembros principal y secundario entre el GC y cada uno de los subgrupos del GP en la prueba de bajar escaleras.  $A_{ppal\_apo\_B}$ : Ángulo principal de apoyo.  $A_{ppal\_osc\_B}$ : Ángulo principal de

oscilación.  $A_{sec\_apo\_B}$ : Ángulo secundario de apoyo.  $A_{sec\_osc\_B}$ : Ángulo secundario de oscilación.  $*p<0,01$ .

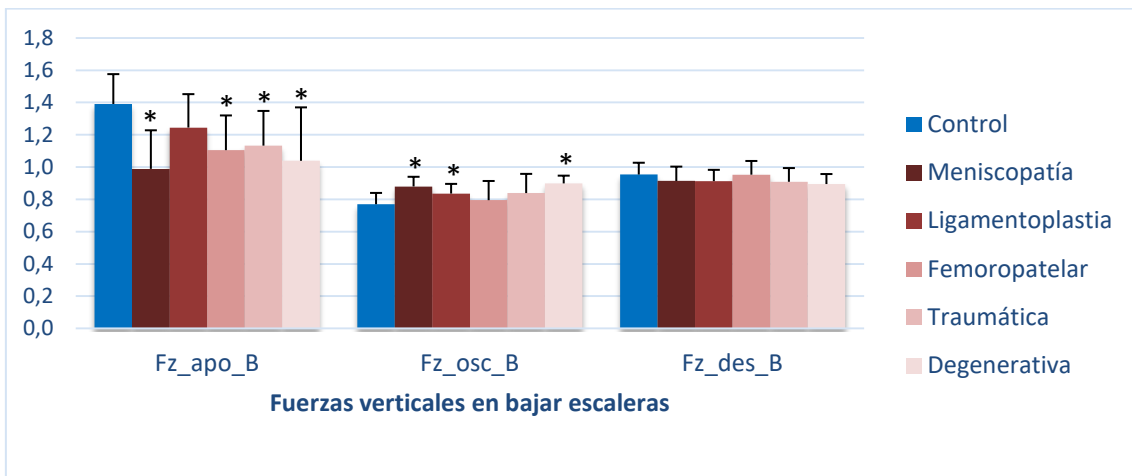


Figura 67: Gráfico comparativo de las fuerzas verticales normalizadas entre el GC y cada uno de los subgrupos del GP en la prueba de bajar escaleras.  $Fz_{apo\_B}$ : Fuerza vertical de apoyo.  $Fz_{osc\_B}$ : Fuerza vertical de oscilación.  $Fz_{des\_B}$ : Fuerza vertical de despegue.  $*p<0,01$ .

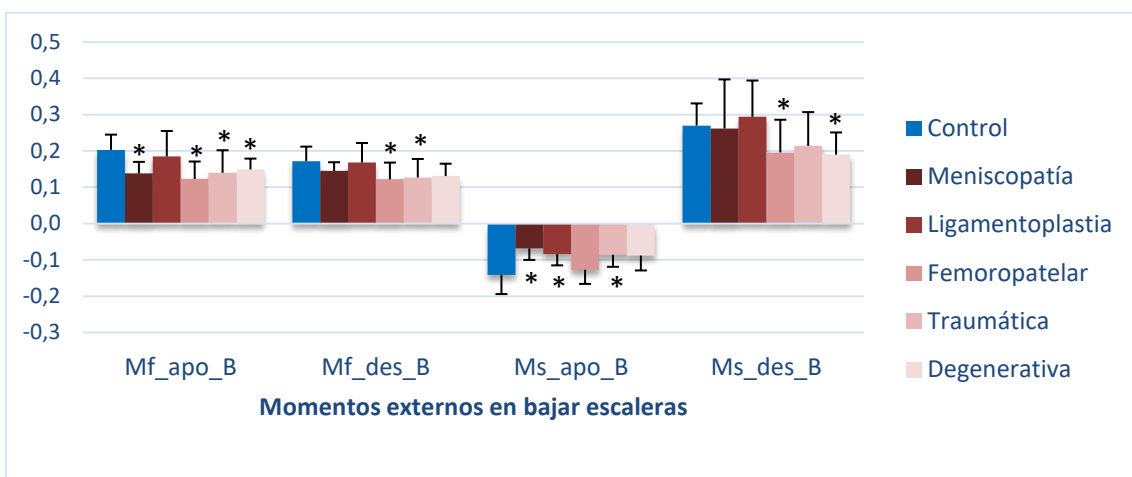


Figura 68: Gráfico comparativo de los momentos normalizados en el plano frontal y sagital entre el GC y cada uno de los subgrupos del GP en la prueba de bajar escaleras.  $Mf_{apo\_B}$ : Momento aductor (plano frontal) de apoyo.  $Mf_{des\_B}$ : Momento aductor (plano frontal) de despegue.  $Ms_{apo\_B}$ : Momento flexo-extensor (plano sagital) de apoyo.  $Ms_{des\_B}$ : Momento flexo-extensor (plano sagital) de despegue.  $*p<0,01$ .

# 4. Discusión

## 4.1. Consideraciones metodológicas

Las diferencias entre los estudios biomecánicos sobre las actividades de subir y bajar escaleras hacen recomendable analizar distintos aspectos del estudio para poder comparar los resultados con otros estudios.

- **Consideraciones sobre la muestra**

Las características de la muestra se describen en el apartado 3.1 de Resultados. Se puede apreciar que el grupo control presentaba más heterogeneidad en cuanto a edad que en otros estudios, lo que la hace más representativa de la población general. Los estudios que ofrecen valores de normalidad suelen estar realizados fundamentalmente en población joven (211).

Al analizar los datos (tablas 3.1 y 3.2), destacan los siguientes aspectos con respecto a la distribución de las muestras obtenidas. Por un lado, en términos globales, la muestra de sujetos con patología tiene mayor número de sujetos en los grupos de edades entre 20 y 29 años y entre 30 y 39 años. Esto se explica por la mayor incidencia de patología quirúrgica (meniscopatías, ligamentoplastias, luxaciones de rótula o síndromes femoropatelares) en sujetos de esos rangos de edad, derivada de la mayor actividad deportiva, que suele ser el origen de dicha patología (3). Sin embargo, se compensó parcialmente añadiendo un grupo de personas de edad avanzada con patología degenerativa. Pero esto hace que la comparación entre los subgrupos *Meniscopatía*, *Ligamentoplastia* o *Femoropatelar* con el grupo control quede descompensada en cuanto al factor *Edad*. Sin embargo, como se comprueba en el análisis realizado (apartado 3.4 de Resultados), no se estableció un efecto significativamente estadístico del factor *Edad*.

- **Consideraciones sobre los gestos y el protocolo de estudio**

Como se ha expuesto en el apartado 2.1.5 de Material y método, los gestos valorados en las pruebas de subir y bajar escaleras no corresponden realmente a un ciclo normal de esas actividades, sino a transiciones entre una superficie plana y unas escaleras. Los

primeros dos escalones de un gesto en subir y bajar escaleras han sido descritos en la literatura como “transición” debido a que se producen los ajustes de control motor necesarios para que los sujetos lleguen al estado que continúa en los sucesivos escalones (195,212).

En la prueba de subir escaleras, hay que tener en cuenta que existe una inercia si se parte desde una condición de marcha. Por ello las variables cinéticas tienden a incrementar debido a la energía cinética acumulada (213). Como sólo se trata de un paso, esta variación parece poco relevante.

Por otro lado, en la prueba de bajar escaleras se mide la transición desde parado al primer escalón, que difiere también del ciclo normal de bajar escaleras, donde se ha reportado que la velocidad estable se consigue a partir del cuarto escalón (214).

La transición al subir escaleras entre marcha en suelo y el primer escalón de la escalera también se ha utilizado en la mayoría de estudios a pesar de no corresponder a un ciclo óptimo, es decir, al correspondiente a un escalón intermedio de la escalera en el que se haya alcanzado una velocidad estable (175,215). Y es que, a pesar de ello, al comparar ambas condiciones, un ciclo óptimo con uno de transición, los parámetros más importantes parecen ser equivalentes, especialmente los cinemáticos (216). Por ello, generalmente los estudios utilizan escaleras cortas.

Otra consideración sobre los gestos utilizados en las pruebas es que se prescinde del braceo espontáneo al llevar los brazos cruzados sobre el pecho. Esto responde a la necesidad de optimizar el modelo para la utilización de un menor número de cámaras y marcadores. De este modo, es necesario evitar la ocultación de marcadores que producen los brazos al moverse libremente. Otros estudios utilizan la misma postura de brazos cruzados para evitar la ocultación de marcadores (217). Y también la estrategia de colocar las manos en la pelvis en la actividad de bajar escaleras ha sido utilizada con el mismo objetivo (218).

Estas restricciones a la movilidad natural aumentan el riesgo de caída y podrían alterar los valores especialmente en personas con mayor alteración funcional, al suprimir la ayuda a la estabilidad que supone la colocación de los brazos para compensar la desestabilización especialmente en el momento de apoyo unipodal. Por ello, habrá una

cierta limitación para comparar los resultados con los de otros estudios, especialmente los del plano frontal, en el que la estabilidad juega un papel más importante.

En cuanto a la velocidad del gesto, los estudios coinciden en dejar libertad para que el sujeto seleccione la que le resulte más confortable y natural sin imponer ninguna condición. Se ha comprobado, no obstante, que al disminuir la velocidad, se reducen los momentos articulares, lo que es, sin duda, una estrategia de protección ante patología de articular (219). Por ello, se ha hipotetizado que si se solicitase al sujeto aumentar la velocidad también se aumentarían las alteraciones biomecánicas producidas por la patología, al igual que sucede en la marcha.

Los estudios siempre se realizan utilizando la estrategia habitual de apoyo de un pie en cada peldaño de manera alternativa, excepto algún estudio en ancianos, que indican a los sujetos bajar al peldaño inferior los dos pies antes de descender al siguiente (220). Además de ser ésta la estrategia más natural para realizar el gesto, las plataformas dinamométricas no pueden discriminar dos pasos sobre el mismo escalón. Esto lleva a limitar la inclusión de pacientes con un grado funcional insuficiente para realizar la prueba conforme a ese protocolo de apoyo de forma alternativa en diferentes escalones.

Aunque casi todos los estudios utilizan escaleras sin baranda, algunos permitían a los pacientes utilizarla al bajar escaleras por tratarse de pacientes con gonartrosis sintomática y por tanto, con mayor riesgo de caídas (131,221).

Al igual que en este trabajo, los estudios de escaleras se realizan generalmente valorando a los sujetos descalzos (147,211,222). Sin embargo, también hay estudios que valoran con distintos tipos de calzado: calzado habitual sin especificar (223–225), un calzado estandarizado para todos los sujetos (175,221) o calzado deportivo (215). En este estudio se ha preferido valorar a los sujetos descalzos para estandarizar las condiciones y para evitar la amortiguación que el calzado proporciona.

Casi la totalidad de estudios realizan las medidas en condiciones basales. Un estudio cita que los sujetos realizaron unos intentos del gesto antes de tomar las medidas (221), mientras que otro especifica un tiempo de 10 minutos subiendo y bajando las escaleras para que el paciente esté más adaptado a ellas (154). Otro, sin embargo, añadía un tiempo de calentamiento en una bicicleta estática previo a la realización de las pruebas

(154). Aunque pudieran variar ligeramente los resultados, la presencia de patologías no recomienda la realización de esfuerzo previo para no incrementar la sintomatología.

- **Consideraciones sobre las escaleras**

Las medidas de la escalera seleccionada en este estudio, que se describen en el apartado 2.1.4 de Material y método, están dentro de las habituales en las construcciones, con escalones de 20 cm de altura y 37 cm de profundidad. La inclinación, de 28,4°, está también dentro del rango habitual en el que se sitúan las utilizadas en otros estudios (106).

El número mínimo de escalones para medir un ciclo son 2, con una plataforma que registra en el primer escalón, y varios estudios han utilizado unas escaleras muy similares a las de este estudio (147,223–225). Sin embargo, también se han utilizado de 3 escalones (157,175,215,218,226) y hasta de 5 (221,227). A mayor número de escalones, mayor velocidad puede alcanzar el sujeto partiendo desde parado. Por ello los estudios sobre test clínicos en los que el tiempo de realización de la prueba es la principal variable de resultado utilizan escaleras con al menos 4 escalones (106). Con más peldaños los sujetos pueden alcanzar mayor velocidad en el gesto y por tanto, diferenciarse más los sanos de aquéllos en los que la afectación funcional limita la velocidad. Este aspecto es fundamental pues en cuanto a los parámetros temporales se refiere.

La colocación de las plataformas también es similar a la de otros los estudios. Lo más frecuente son escaleras con plataformas portátiles colocadas en escalones (157,215,217). También se han creado escaleras instrumentadas con plataformas en los escalones centrales (113,154) o escaleras para encajar sobre las plataformas (175). Sin embargo, la escalera utilizada en este estudio permite no tener que desplazar las plataformas que están encastradas en el suelo. Al igual que en otro estudio similar, la plataforma de registro está bajo el primer escalón, unida solidariamente a él, de manera que se produce la transmisión de las fuerzas que se producen sobre el escalón (224).

Todos estos aspectos hacen imposible comparar directamente los resultados de estudios, puesto que el comportamiento biomecánico de los sujetos está influenciado por ellos. Esto justifica el interés de utilizar las mismas escaleras y el mismo protocolo para comprar las distintas patologías. Además, como se aprecia en la discusión, es

imprescindible tomarlos en cuenta a la hora de interpretar los hallazgos y hacer la discusión.

- **Consideraciones sobre las técnicas biomecánicas**

Como se ha descrito en el apartado 1.3 de la Introducción, existen diversas técnicas instrumentales que permiten obtener la información cinética y cinemática necesaria para determinar las variables utilizadas en este estudio. Los principales criterios que se deben tener en cuenta para seleccionar el instrumento de medida son la repetibilidad y la fiabilidad (195).

La técnica de referencia en el análisis de movimientos humanos es la fotogrametría, si bien se han utilizado otras técnicas por sus menores necesidades en cuanto a equipamiento. Son escasos los estudios que utilizan los sensores inerciales, debido a su menor reproducibilidad y la precisión de la medida (228). También existen varios estudios realizados con fotogrametría en 2D, pero sólo estudian la cinemática de la rodilla el plano sagital (223,225). Sin embargo, la fotogrametría en tres dimensiones es la más utilizada porque tiene una alta precisión y fiabilidad y, además, permite estudiar alteraciones en el movimiento del paciente a lo largo de todo el gesto realizado (195).

En cuanto a las variables cinéticas, la totalidad de los estudios utilizan plataformas dinamométricas. Las plantillas instrumentadas o las plataformas de presiones no registran fuerzas, por lo que no permiten el cálculo de los momentos articulares en la rodilla (48).

Por tanto, las técnicas más utilizadas en la literatura por su repetibilidad y fiabilidad para el estudio de las actividades de subir y bajar escaleras son la fotogrametría y las plataformas dinamométricas, y por ello también fueron las seleccionadas para realizar este estudio.

- **Consideraciones sobre el modelo biomecánico**

El modelo biomecánico utilizado se explica en el apartado 2.2 de Material y método. Hoy en día vienen utilizándose multitud de modelos cinemáticos diferentes para el estudio de las actividades del miembro inferior. Los modelos corresponden generalmente a los predefinidos para el estudio de la marcha, aunque algunas veces se realizan de forma específica en función de las características y necesidades particulares

del estudio, como en este caso. Los segmentos de los que consta cada uno dependen de las partes del cuerpo que incluya, pudiendo ser 7 (pies, piernas, muslos y pelvis) (217,224), 8 (si se añade el tronco) (140) o 12 (si incluyen miembros superiores) (215,227). Generalmente se trata de modelos estandarizados complejos que permiten obtener datos de los tres planos espaciales, si bien el plano transversal no se ha estudiado apenas.

Grood y Suntay realizaron una propuesta de modelo biomecánico para el estudio de la rodilla, que ha sido la referencia de todos los demás (53). Posteriormente, la *Sociedad Internacional de Biomecánica* (SIB) lo completó proponiendo el modelo biomecánico de referencia para el estudio del miembro inferior y el tronco (62).

Sin embargo, hay diversas modificaciones de este modelo, e incluso algunos estudios utilizan el modelo de rodilla que permite obtener sólo los datos relativos a esta articulación a partir de los segmentos del muslo y pierna (157,221,223).

El objetivo de utilizar estos modelos, al igual que el utilizado en este estudio, es que permite estudiar los parámetros necesarios para valorar la rodilla de manera optimizada y limitando al máximo el tiempo de instrumentación y las necesidades del equipo técnico.

- **Consideraciones sobre las variables biomecánicas**

La selección entre una serie de variables entre las que caracterizan el gesto biomecánico se expone en el apartado 2.2.2. La selección de variables se realizó basándose en la literatura científica disponible, especialmente en términos de buscar mayor repetibilidad (229).

El primer aspecto analizado es el de las variables relativas al tiempo. Para este estudio se seleccionaron los más utilizados para caracterizar el movimiento: tiempo total y tiempo de apoyo. Otro parámetro que ha sido utilizado por otros autores es la cadencia (pasos/minuto), pero su cálculo es complicado porque la velocidad estable no se alcanza hasta el cuarto escalón (155). Algo similar pasa con la velocidad, ya que es una variable difícil de definir al no ser el avance tan regular como en la marcha. Además, una velocidad estable de subida se alcanza a partir del 4º escalón, por lo que en escaleras pequeñas no será un parámetro tan fiable (214).



Las fuerzas de reacción aportan también información muy relevante sobre la fase del apoyo en el escalón. Los parámetros, que corresponden habitualmente a los picos en las gráficas, han sido habitualmente estudiados dentro del estudio dinámico del miembro, especialmente las verticales, por ser las más significativas en cuanto a magnitud. Las fuerzas medio-laterales o antero-posteriores han sido mucho menos utilizadas. Un estudio sugiere que las fuerzas antero-posteriores pueden relacionarse con inestabilidad de rodilla (230). Otro estudio ha evaluado las fuerzas mediales en relación al aumento de la anchura de paso que presentan personas mayores para conservar la estabilidad al bajar escaleras (231).

También se han añadido como variables imprescindibles en cualquier análisis cinemático los ángulos en el plano sagital del miembro principal. Los parámetros más estudiados han sido los ángulos en los instantes inicial y final del apoyo (232). Otros estudios han valorado los ángulos en el plano frontal o rotacional (204), pero hay que tener en cuenta la escasa movilidad que tiene la rodilla en esos planos, por lo que están más sujetos a errores de protocolo y de la propia técnica biomecánica (229).

Los ángulos del miembro secundario o contralateral al principal, analizados durante el apoyo del principal no han sido utilizados en ningún otro estudio. Sí se han utilizado como control para comparar con el lado afectado por una determinada patología. Al igual que sucede en la marcha (233), en las actividades de subir y bajar escaleras ambos miembros inferiores están relacionados y por lo tanto, no es recomendable utilizar el miembro contralateral como control como si fuera totalmente independiente del principal. Por ello, consideramos que es más indicado utilizar los datos del miembro contralateral como datos adicionales sobre la afectación que produce la patología y, en ocasiones, interpretándolos como una compensación de la pérdida funcional del miembro principal.

Y por último, incluir los momentos de fuerza en la rodilla ayuda a entender las fuerzas que actúan sobre la articulación que producen el movimiento. Se analizaron los momentos de flexo-extensión y de aducción en los pico máximos y mínimos en la primera y la segunda mitades del apoyo, que son los más utilizados en otros estudios (140,224). Sin embargo, hay estudios que en vez de utilizar el momento externo aductor utilizan el momento interno abductor con la misma interpretación de los resultados

(234). Otros han añadido a estos el impulso angular de abducción, que se calcula como el área bajo la curva de la gráfica del momento aductor durante el apoyo, por lo que también depende el tiempo de apoyo (154).

- **Consideraciones sobre la repetibilidad del procedimiento de medida**

A tenor de los resultados del estudio de repetibilidad que se realizó (apartado 3.3 de Resultados). las variables con poca fiabilidad en ambas pruebas fueron suprimidas del análisis estadístico posterior. Concretamente, se suprimieron las variables de fuerzas antero-posteriores y medio-laterales (ejes x e y, respectivamente), que obtenían valores bajos en el análisis.

Una vez suprimidas estas variables, se aprecia una fiabilidad y concordancia altas en el gesto de subir escaleras y aceptable en el de bajar escaleras (tabla 3.4.).

Estos datos son similares y comparables a los obtenidos en otro estudio al respecto de la repetibilidad de las variables cinéticas y cinemáticas en las actividades de subir y bajar escaleras (229). Coinciden en que, aunque las transiciones entre el suelo y los escalones son las partes menos repetibles de estas actividades, el procedimiento general es reproducible especialmente para las fuerzas verticales, los ángulos y momentos en el plano sagital y los momentos en el plano frontal.

Con ello se alcanzaría los objetivos secundarios S1 y S2 del trabajo, el desarrollo de un procedimiento de medida sencillo y rápido de instrumentar y de un modelo biomecánico que permitan una buena reproducibilidad en los resultados.

## **4.2. Influencia de los factores antropométricos en las variables biomecánicas**

La existencia de factores antropométricos que puedan afectar a las variables biomecánicas se ha analizado en el apartado 3.4 de Resultados. Con ello se alcanzaría el objetivo S3 del trabajo, analizar la influencia de estos factores en las variables biomecánicas, para así poder controlar dicho efecto y así obtener mayor sensibilidad en la comparación entre grupos. En el apéndice C se presentan las tablas del análisis de cada uno de los factores para la prueba de subir y para la de bajar escaleras.

- **Análisis y control del efecto del factor *Sexo***

Con respecto al estudio de la influencia del factor *Sexo*, tal y como se puede observar las tablas C.3 y C.4, no se han encontrado diferencias entre hombres y mujeres en las variables biomecánicas en el grupo de control.

Hay escasos estudios que evalúen las diferencias entre hombres y mujeres en las actividades de subir y bajar escaleras. La mayoría de trabajos se realizan sin separación por sexos.

En todo caso, en el único estudio específicamente realizado sobre las diferencias entre sexos de la cinemática de bajar escaleras, se hallaron diferencias significativas entre sexos en los movimientos de rotación de rodilla y en los de aducción y rotación de cadera, pero no en el plano sagital o en frontal la de rodilla (204). Por lo tanto sugiere que las diferencias entre sexos son más importantes en la cinemática de cadera que en la de la rodilla. El mayor valgo de rodilla observado les lleva a sugerir que el aumento de incidencia de patología de sobreuso en mujeres (síndrome de la cintilla iliotibial y síndrome femoropatelar) podría estar relacionado con la diferente alineación femoro-tibial, más que con su cinemática (204). Además, estudios sobre caída tras salto, que sería en cierta manera comparable a la recepción del peso al bajar escaleras, sólo aprecian diferencias entre hombres y mujeres en el movimiento de rotación, pero no en el plano frontal (235).

Otro estudio objetivó mayor pico de flexión y mayor momento de flexión en mujeres en ambas actividades, subir y bajar escaleras (236). Sin embargo, justifica estos hallazgos por una significativamente mayor altura de los hombres en su estudio, lo que les llevaría

a no precisar tanta flexión en los gestos. Además, también se registraron mayores momentos externos de rotación.

Por lo tanto, se puede concluir existen algunos hallazgos sobre la influencia del factor *Sexo* en las actividades estudiadas en general, pero éstos no parecen afectar a las variables utilizadas de este estudio.

- **Análisis y control del efecto del factor *Edad***

Los resultados también son similares en cuanto al factor *Edad*, como se aprecia en las tablas C.5 y C6. Los resultados de nuestro estudio no muestran una relación entre la edad de los sujetos y el resto de variables biomecánicas analizadas para las pruebas de subir y bajar escaleras.

En la revisión bibliográfica se observa que el factor *Edad* ha sido el más estudiado, debido a la elevada frecuencia de caídas en personas mayores. Los test clínicos de medida temporal de las actividades de subir y bajar escaleras muestran que a mayor edad, mayor es el tiempo de realización. Sin embargo, no hay datos normativos, excepto quizás para los mayores de 65 años, de manera que los test quedan limitados a monitorizar la evolución que tienen los sujetos (237).

Es evidente que con la edad avanzada se tienden a producir cambios en la estructura y fisiología del aparato locomotor, que producen una pérdida funcional progresiva en el rendimiento físico que conducen irremisiblemente a una alteración en la capacidad de subir y bajar escaleras. Se ha descrito, por ejemplo, que las personas jóvenes suben y bajan escaleras más rápido, por lo que el pico de fuerza vertical es mayor que en la gente de edad muy avanzada (238). Sin embargo, cuando se ajustan las fuerzas de reacción del suelo a la velocidad las diferencias son escasas, incluso entre grupos de sujetos jóvenes y de avanzada edad (239).

Alteraciones de la fuerza muscular, el equilibrio o del control motor parecen los responsables de que personas mayores, incluso sin historia de caídas, presenten algunas alteraciones con respecto a la población general, como son un menor pico de fuerzas verticales y antero-posteriores en el despegue al subir escaleras; y un menor pico de fuerzas antero-posteriores al bajar escaleras, según han sido observados en varios estudios (240,241).

A través del uso de componentes principales también se han observado algunos cambios en la cinemática y cinética relacionados con la edad (242). Se han descrito mayores momentos externos aductores y momentos rotadores externos en sujetos de mayor edad tanto en subir como en bajar escaleras (243,244). Se da la circunstancia de que, en estudios basados en componentes principales, estos dos parámetros de la marcha han demostrado ser los factores discriminantes más importantes del patrón de marcha de sujetos con gonartrosis (245). Pero en estos casos el factor patología podría ser un factor de confusión, puesto que en edades avanzadas la patología degenerativa es muy prevalente a nivel radiológico, aunque la clínica no siempre se manifieste.

En personas ancianas se ha observado un aumento de la co-contracción muscular de la pierna de apoyo antes de liberar el peso del cuerpo sobre el siguiente escalón al bajar escaleras. De este modo se reduce la velocidad de descarga, observando también menores picos de aceleración y deceleración del centro de gravedad del cuerpo durante el final de la oscilación y principio del apoyo (220). La co-contracción está relacionada con una postura de mayor extensión de rodilla al realizar el gesto (246). Se aprecia una mayor participación de los extensores de rodilla que de los flexores plantares en el miembro que queda posterior para preparar el doble apoyo. La consecuencia de esta estrategia es una medialización de la fuerza de reacción del suelo, con el consiguiente aumento de momento externo aductor y con ello, de la carga en el compartimento medial de la rodilla (243).

Las razones de que en este estudio no se aprecien diferencias con respecto a la edad de los sujetos podrían ser varias:

-La muestra del grupo de control no tiene una edad tan elevada como para apreciar esos cambios. Los estudios que analizan específicamente la relación entre edad y alteración funcional utilizan grupos con sujetos por encima de 65 años (196,205,212,238,240–242,247–254), mientras que este estudio cuenta con menos sujetos de edad avanzada.

-El gesto analizado puede no ser físicamente tan exigente como lo es en otros estudios. Los estudios que relacionan la edad con la actividad de subir o bajar escaleras utilizan escaleras de más de 3 peldaños en su mayoría (255).

Por tanto, a pesar de que la bibliografía sugiere que el factor *Edad* puede tener influencia en el análisis de subir y bajar escaleras, no se han hallado evidencias en el

presente estudio. Pero puesto que éste no era uno de los objetivos, se recomienda diseñar futuros estudios de manera más específica para establecer su influencia en estas actividades.

- **Análisis y control del efecto del factor *Estatuta***

El análisis realizado sobre la influencia del factor *Estatuta* muestra que tampoco presenta una influencia estadísticamente significativa con las variables biomecánicas como se aprecia en las tablas C.7 y C.8. Sin embargo, hay que tener en cuenta que se realiza una normalización por la altura de la rodilla del sujeto al calcular los momentos externos sobre la articulación (Aparado 2.2).

Aunque se ha descrito una cierta influencia de la altura de los sujetos en los rangos angulares de las articulaciones al bajar escaleras, de manera que sujetos bajos precisan mayor flexión de rodilla que los altos (105), ningún estudio ha tenido en cuenta este factor para el análisis de la cinemática de la rodilla.

Es habitual en los estudios sobre escaleras normalizar los momentos en la rodilla, además de por el peso, por la altura del sujeto (140,221,224) o a la longitud de los segmentos corporales de la extremidad inferior (217). Sin embargo, algunos autores sólo normalizaron por el peso, no teniendo en cuenta la altura del sujeto o de sus segmentos (175,218,227).

Por lógica, el factor *Estatuta* podría ser significativo para sujetos en que su talla sea extrema en comparación con la media de la población. También sería un factor a tener en cuenta si la altura de las escaleras fuese de un tamaño superior, requiriendo de mayores ángulos de flexión de la rodilla para evitar tropezar con los escalones. Las razones de que no exista correlación en este estudio, por tanto, la suponemos en que ni las escaleras ni los objetos son de medidas extremas.

- **Análisis y control del efecto del factor *Masa corporal***

El factor *Masa* corporal no presenta una influencia estadísticamente significativa en ninguna de las variables analizadas en el estudio teniendo en cuenta que las fuerzas y los momentos están ya normalizados por el peso del sujeto (tablas C.9 y C.10). Y es que todos los estudios normalizan los momentos de rodilla, al menos, por el peso del sujeto (175,218,227).

Al no hallar estudios específicos sobre la influencia de este factor, los únicos indicios los podemos extraer de algunos artículos que describen algunas condiciones especiales.

Se ha sugerido que los sujetos con mayor el Índice de Masa Corporal realizan menos momento extensor normalizado al subir y al bajar escaleras, lo que podría ser debido a una compensación para reducir demanda funcional en la musculatura (236). Al estudiar el efecto de añadir 20kg a los sujetos para ver la influencia que esto tenía en la cinética al bajar escaleras, se observó que la sobrecarga la compensa la pierna contralateral haciendo descender el peso con más suavidad, lo que apoyaría esta afirmación (109).

En un estudio que compara la biomecánica de subir y bajar escaleras de un grupo de mujeres embarazadas con otro grupo que no lo está, las conclusiones también apuntan a que el efecto del peso del embarazo sería disminuir la excursión medio-lateral del centro de presiones. Pero este hallazgo sólo se observó en la actividad de bajar escaleras (256).

Por ello, aún son escasos los indicios sobre la influencia de este factor en la biomecánica del sujeto al subir y bajar escaleras.

### **4.3. Alteraciones biomecánicas en sujetos con patología**

Para alcanzar el objetivo secundario S4 del trabajo, se analiza a continuación las alteraciones biomecánicas que producen las patologías de rodilla en las actividades de subir y bajar escaleras.

#### **4.3.1. Alteraciones en la actividad de subir escaleras**

En este apartado se analizan los resultados del estudio de las variables seleccionadas entre los grupos de la muestra de estudio, GC y el GP, en la prueba de subir escaleras. En el apartado 3.5.1 se pueden ver los resultados obtenidos. Todas las variables biomecánicas analizadas obtuvieron diferencias significativas, excepto el ángulo secundario de apoyo ( $A_{sec\_apo\_S}$ ) y el momento aductor de despegue ( $Mf_{des\_S}$ ), lo que las señalaría como las menos interesantes para discriminar ambos grupos.

- **Parámetros temporales**

En este estudio no se apreciaron diferencias significativas en la variable Tiempo de ciclo ( $T_{ciclo\_S}$ ) entre el GC y el GP. Hay que tener en consideración que los sujetos seleccionaron libremente una velocidad confortable. Este aspecto es fundamental al comparar este resultado con los test clínicos, en los que el tiempo de ejecución de la prueba es utilizado como variable de resultado, por lo que se exigen a los sujetos que la realicen a la mayor velocidad de la que son capaces.

La velocidad de ejecución de las actividades ha sido utilizada como test clínico de capacidad funcional, de manera que la velocidad se ve afectada de manera negativa cuando disminuye el estado funcional del sujeto. Por ello, los test clínicos indican una menor velocidad en los sujetos afectados por diversas patologías (237). Por ejemplo, para el test clínico de tres escalones, se ha establecido que el mínimo cambio clínicamente significativo en el tiempo de ciclo es de 0,2 segundos para la mejoría y 0,5 segundos para el empeoramiento (257).

Existen además estudios biomecánicos similares al presente en los que no se encuentran diferencias significativas entre los grupos con patología y sus controles (147). Mientras que en otros sí que se obtuvieron resultados significativos señalando que la patología hace más lento el movimiento, y por tanto, se alarga el tiempo de ciclo (206,236) o se disminuye la cadencia (155).



Y es que la dificultad de comparar los datos entre los diversos estudios responde, entre otros motivos, a las diferencias en las escaleras, ya que las dimensiones y número de los peldaños influyen en la realización del gesto y los resultados de las pruebas (237). De ello se desprende que con escaleras cortas, como se ha comentado anteriormente, sea más complicado lograr diferencias significativas entre grupos.

Otro factor es que, al igual que sucede con la velocidad de marcha, en los sujetos sin patología existe una cierta variabilidad interpersonal en la selección de la velocidad confortable al realizar estas actividades (195). Otros estudios que obtuvieron diferencias significativas medían el segundo escalón, no el primero, de manera que el sujeto ya llevaba una cierta velocidad al inicio del ciclo (236), lo que podría facilitar encontrar esas diferencias.

El tiempo de ciclo o la velocidad al subir escaleras no parecen, por tanto, variables importantes para discriminar entre los grupos según el protocolo realizado.

Una variable más interesante en esta prueba, y en la que se obtuvieron diferencias significativas, es el tiempo de apoyo ( $T_{apoyo\_S}$ ) que, a diferencia de lo que sucede la marcha (258), se ve aumentado en los sujetos con patología. Se ha evidenciado un aumento en sujetos meniscectomizados (259) y también en sujetos que han sufrido rotura de LCA antes de ser intervenidos también, pero se termina normalizando después de la intervención (147). De hecho, en el presente estudio, el subgrupo *Ligamentoplastia* fue el único en el que no se obtuvieron diferencias significativas. En el resto de los subgrupos se aprecia el mismo patrón aumentado, siendo los subgrupos *Traumatológica* y *Femoropatelar* los más alejados de la normalidad. Aún así, y al igual que en la marcha, quizás sería más interesante la comparativa con el miembro sano que con el GC en caso de patología unilateral, por cuanto el nivel de asimetría nos indicaría una mayor alteración funcional (260).

- **Ángulos de la rodilla del miembro principal**

Este estudio apoya los de otros en relación a que la que la rodilla tiende a mostrar menores valores en la flexión de rodilla durante el gesto. De hecho, las dos variables registradas, ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_S}$ ) y de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_S}$ ), son menores en el GP que en el GC. Eso significa que los sujetos con patología alcanzan menor flexión durante la oscilación y también durante la primera fase del

apoyo al realizar el primer pico de fuerzas verticales en el escalón. Todos los grupos de patología presentan diferencias acusadas con respecto al grupo control en el ángulo principal de apoyo.

Ya se han reportado menores ángulos de flexión en el contacto inicial en sujetos con meniscectomía al subir escaleras (120,259). También todos los estudios realizados sobre artroplastias de rodillas observaron el mismo comportamiento biomecánico, según reporta una revisión sistemática reciente (189).

Pero al contrario que en este estudio, un trabajo reportó mayores ángulos de flexión en el contacto inicial en pacientes meniscectomizados al comparar con su miembro contralateral tanto al subir escaleras como al bajar (122). Este hallazgo no es comparable a la disminución del ángulo de flexión de rodilla observado en nuestro estudio en ambas actividades porque no lo compara con un grupo sin patología. El estudio fue realizado sobre 13 pacientes que habían sido intervenidos de meniscectomía utilizando como controles los miembros sanos de los mismos pacientes, por lo que no contó con un grupo control de sujetos sin patología. Esto es importante, porque como hemos observado al analizar los ángulos de la rodilla contralateral, las alteraciones biomecánicas producidas por la patología también alcanzan, al menos, la cinemática del del otro miembro. Y es que la extremidad afectada está en apoyo también durante el inicio del apoyo de la sana por tratarse de una fase de doble apoyo, por lo que condiciona la postura en que apoya la no afectada. Además, los ángulos de rodilla en contacto inicial que refiere el estudio, difieren mucho de los hallados en otros estudios con sujetos normales (61,4° para subir y 4,7° para bajar) (197).

Como consideración adicional, pero importante, cabe citar que el estudio referido y también otros, utilizan como variable el ángulo de flexión al inicio del apoyo, es decir, en el contacto con el escalón, por lo que la comparativa se tiene que hacer con cautela (122,147,155). Si bien los instantes están próximos, las diferencias pueden ser de unos grados, como se aprecia en las gráficas de ambos gestos (Figura 19).

Un factor importante de esa reducción en el ángulo de flexión al realizar la carga parece ser la menor fuerza muscular que presentan los sujetos con patología, especialmente aquellas de tipo degenerativa o postquirúrgica (147). En una postura de mayor extensión de rodilla se realizan menores momentos externos articulares en relación al peso del

sujeto porque el vector que lo representa pasa más cerca de la articulación, disminuyendo así el brazo de palanca (68).

Otro factor a tener en cuenta es la protección de la articulación femoropatelar. A mayor ángulo de rodilla, mayor es la fuerza de compresión que se genera en la articulación. Éste es un mecanismo que ha sido descrito en los sujetos con patología femoropatelar para disminuir el dolor producido por la fricción (155).

En el Ángulo Principal de Oscilación ( $A_{ppal\_osc\_S}$ ), que es el ángulo máximo de flexión de todo el ciclo, se aprecian diferencias significativas con todos los subgrupos, excepto con el de patología femoropatelar. Esto podría ser debido a que los sujetos sólo disminuyen el ángulo de rodilla cuando están el apoyo porque es ahí cuando el peso aumenta la fuerza de fricción femoropatelar. Durante la oscilación la fuerza de fricción es mucho menor porque la tensión en el tendón rotuliano es muy baja al no estar en apoyo el miembro (72).

Es complicado hacer comparaciones al utilizar los estudios diferentes variables, aunque tengan relación entre sí, pero los estudios parecen apuntar a una disminución de ángulo de rodilla durante el ciclo en la actividad de subir escaleras.

- **Ángulos de rodilla del miembro secundario**

La diferencia en el ángulo secundario de oscilación ( $A_{sec\_osc\_S}$ ) entre los grupos corrobora que la alteración en una rodilla también lleva al miembro contralateral a una menor flexión de rodilla durante la fase de oscilación, que corresponde al pico máximo de flexión de la rodilla contralateral. De todos los subgrupos, los que no obtuvieron significación con respecto al GC fueron los de Meniscopatía y Femoropatelar.

La variable ángulo secundario de apoyo ( $A_{sec\_apo\_S}$ ), no parece ser interesante para discriminar entre los dos grupos, puesto que ambos obtienen diferencias muy escasas y no significativas.

- **Fuerzas verticales de reacción**

Se han hallado diferencias amplias y significativas en los tres parámetros seleccionados entre el GC y el GP, siendo menores la fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_S}$ ) y de despegue ( $Fz_{des\_S}$ ), y mayor la fuerza de oscilación ( $Fz_{osc\_S}$ ) en el GP. Es lo esperable en relación al aumento en el tiempo de apoyo como efecto de la patología, lo se traduce en

un aplanamiento de la curva de la gráfica de fuerzas verticales (Figura 59). Este hallazgo ha sido descrito en pacientes con patologías degenerativa (215) y femoropatelar (154).

En este estudio, los subgrupos de *Degenerativa* y *Traumatológica* tienen diferencias significativas para las tres variables con el GC. Se observa que los subgrupos *Femoropatelar* y *Meniscopatía* sólo las tienen en la variable Fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_S}$ ). Por ello se concluye que esta es la variable de las fuerzas verticales que más ampliamente se ve afectada en sujetos con patología en la actividad de subir escaleras.

La evitación de la sobrecarga articular y la disminución de la fuerza de fricción en la articulación femoropatelar son las causas más probables de este descenso del pico de fuerzas verticales en la primera parte del apoyo. Se ha observado que el tiempo hasta el pico de fuerza puede estar aumentado. Un enlentecimiento en ese instante permite realizar una carga más suave sobre el escalón (215).

- **Momentos de aducción de rodilla**

En este estudio el momento aductor en los sujetos sin patología presenta una gráfica con dos picos muy similares tanto para subir como para bajar escaleras (Figura 28). El primer máximo, que se produce en la primera mitad del apoyo ( $Mf_{apo\_S}$ ), ha obtenido diferencias significativas, siendo menor en el GP que el GC. Los subgrupos *Traumatológica* y *Degenerativa* obtuvieron diferencias significativas en la disminución de esta variable con respecto al GC. El segundo pico, en el despegue ( $Mf_{des\_S}$ ), parece ser menos importante, ya que no ha obtenido diferencias significativas en el GP, aunque sí lo fueron entre el GC y el subgrupo *Degenerativa*. El mismo resultado se han obtenido en un estudio sobre sujetos con ligamentoplastia, en los que se aprecia una disminución significativa de los dos picos de momento aductor al subir escaleras (140).

Se ha sugerido que el aumento de la amplitud de paso puede ser una posible estrategia antiálgica para la disminución del momento aductor externo al subir escaleras. Esta estrategia disminuye la carga sobre el compartimento interno (261) y con ello, reduciría el dolor producido por la patología del cartílago o del menisco interno.

- **Momentos de flexo-extensión de rodilla**

El pico máximo de momento extensor ( $Ms_{apo\_S}$ ) en sujetos sin patología sucede en la fase temprana de apoyo al subir escaleras (117) (Figura 30). Este máximo se relaciona con el de momento extensor interno, que es producido fundamentalmente por el músculo cuádriceps, logrando elevar el peso del cuerpo al siguiente escalón. Además, se ha encontrado una correlación entre la Fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_S}$ ) y el Momento extensor de apoyo ( $Ms_{apo\_S}$ ) al utilizar los componentes principales. Ambos están relacionados en el factor *Propulsión vertical subir* (apartado 3.6.2 de Resultados).

El momento extensor de apoyo ( $Ms_{apo\_S}$ ) obtiene diferencias significativas en todos los subgrupos, siendo la disminución más importante en los subgrupos *Degenerativa* y *Ligamentoplastia*. La bibliografía es unánime al mostrar una disminución significativa en el pico máximo de momento extensor en las patologías que han sido estudiadas. Se ha descrito esta alteración en pacientes con meniscopatía (121), ligamentoplastia (140) y artroplastia de rodilla (236). De hecho, se ha sugerido el pico máximo de momento extensor al subir escaleras como un parámetro para evaluar los tratamientos conservadores de patología de rodilla (236).

Entre las causas de su disminución que se citan están: la inhibición de la funcionalidad del cuádriceps por el dolor femoropatelar, la pérdida de fuerza asociada a la intervención quirúrgica (140) o la atrofia crónica en procesos degenerativos o cronificados (123). En el caso de los intervenidos mediante ligamentoplastia, éstos parecen sufrir un patrón de deficiencia funcional del cuádriceps previo, y que dura al menos 3 meses tras la operación (125). Además, el lado contralateral se sobrecarga para compensar la funcionalidad perdida en el lado intervenido en cuanto a fuerza, estabilidad o propiocepción (140).

Estudios sobre las estrategias de compensación coinciden en que la articulación de la cadera es la que más compensa la falta de momento extensor de rodilla. Se produce un aumento de la flexión de esa articulación e inclinación anterior del tronco. El momento extensor de cadera genera la propulsión para ayudar a ascender el peso del sujeto hacia el escalón superior. Esto ha sido descrito en pacientes con meniscopatía (259), aunque podría ser aplicable a otras patologías. La inclinación anterior del tronco, descrita también en pacientes con patología femoropatelar, tiene por objetivo el disminuir el

dolor anterior de rodilla al acercarse la vertical del centro de presiones al centro articular, logrando de esta manera reducir los momentos sobre la articulación y la fuerza de compresión (262).

Sin embargo, no se comenta habitualmente nada sobre el segundo pico, que se produce en el momento del despegue ( $Ms_{des\_S}$ ), en el que también se hallaron diferencias significativas en este estudio. Todos los subgrupos muestran una tendencia a la disminución, aunque solamente en *Meniscopatía* y *Ligamentoplastia* las diferencias fueron significativas. Parece claramente relacionado con la mayor extensión de rodilla durante el ciclo, ya que el segundo factor de subir escaleras *Postura de subir*, correlaciona las variables Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_S}$ ), Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_S}$ ), Ángulo secundario de oscilación ( $A_{sec\_osc\_S}$ ) y Momento extensor en el despegue ( $Ms_{des\_S}$ ). La relación indica que a menor flexión de rodilla, menor momento extensor al final del apoyo.

#### **4.3.2. Alteraciones en la actividad de bajar escaleras**

En este apartado se analizan los resultados del estudio de las variables seleccionadas entre los grupos de la muestra de estudio, GC y el GP, en la prueba de bajar escaleras. En el apartado 3.5.2 se pueden ver los resultados obtenidos. Las únicas variables en las que las diferencias no fueron significativas fueron en Tiempo de ciclo ( $T_{ciclo\_B}$ ) y Fuerza de despegue ( $Fz_{des\_B}$ ).

- **Parámetros temporales**

Los resultados de este estudio reflejan que los sujetos del GP no tienen mayor Tiempo de ciclo ( $T_{ciclo\_B}$ ) que los sujetos del GC de manera significativa. Sólo el subgrupo *Ligamentoplastia* obtuvo diferencias significativas con el GC, pero ejecutando el gesto con mayor velocidad. Ante este paradójico resultado cabe destacar que los sujetos tienen una edad media menor al GC (106). Además, quizás los sujetos estaban más motivados con el hecho de ser evaluador al estar en un proceso de rehabilitación en los que se realizan ejercicios similares a subir y bajar escalones.

No obstante, los test clínicos muestran que la velocidad de ejecución tiende a disminuir a causa de diversas patologías, aunque no tanto como lo hace en subir escaleras (237). Por ejemplo, un estudio refleja un aumento del tiempo de ciclo en sujetos tras la lesión

del ligamento cruzado anterior, que se normalizaba una vez intervenidos de ligamentoplastia (147). Otro reporta disminución de la cadencia en sujetos con dolor femoropatelar (155). Sin embargo, al igual que en el presente estudio, otros tampoco obtuvieron diferencias significativas (263). Además de los distintos niveles funcionales y patologías que se comparan, otras causas de que no se alcancen suficientes diferencias pueden estar en los cortos tramos de escaleras que se utilizan para los estudios biomecánicos o al dejar al sujeto libertad de selección de la velocidad de ejecución, en vez de optar por la velocidad máxima que pueda alcanzar cada sujeto.

Por tanto, y al igual que en la prueba de subir escaleras, el Tiempo de ciclo ( $T_{ciclo\_B}$ ) no es una variable que discrimine entre los dos grupos.

Sin embargo, se ha observado un aumento en la variable Tiempo de apoyo ( $T_{apoyo\_B}$ ) en el escalón del miembro afectado con respecto a los sujetos del GC, lo que se manifiesta en todos los subgrupos exceptuando el subgrupo *Ligamentoplastia*. Además, los resultados de este estudio, sin embargo muestran que los sujetos del GP tienen un aumento de la proporción del tiempo de apoyo ( $T_{apoyo\_B}$ ) con relación al tiempo de ciclo ( $T_{ciclo\_B}$ ). El tiempo apoyo ( $T_{apoyo\_B}$ ) corresponde a un 42,90% del tiempo de ciclo ( $T_{ciclo\_B}$ ) en sujetos del GC, mientras que es un 59,35% del GP.

Es muy interesante la relación directa que establece un estudio entre el dolor reportado y el tiempo de apoyo sobre el escalón en pacientes con menisectomía (232). Lo que explicaría los hallazgos en este sentido del presente estudio. Sin embargo, en el mismo estudio se refiere que los tiempos de apoyo eran menores que los de la pierna sana o sujetos sin patología, lo cual no deja de ser algo paradójico con la afirmación anterior.

Hay que recordar que en la marcha, la patología tiende a disminuir el tiempo de apoyo en el lado afecto (264). Los subgrupos tienen una proporción muy similar al GP en conjunto. La explicación al hallazgo de reducción del tiempo de apoyo en el citado estudio podría ser que sus pacientes tienen una patología muy leve y una velocidad de avance similar a los sujetos sin patología, por lo que podría aparecer una disminución del tiempo de apoyo antiálgica en el lado afecto. Sin embargo, cuando las alteraciones son mayores de un determinado umbral, como sucede en nuestro estudio, los datos tienen a mostrar un aumento del tiempo de apoyo.

Al igual que en la actividad de marcha, se ha sugerido que la asimetría entre ambos miembros en los tiempos de apoyo en las actividades de subir o bajar escaleras podría utilizarse para valorar la funcionalidad (265).

- **Ángulos de la rodilla del miembro principal**

Los resultados de este estudio muestran una disminución significativa del Ángulo principal de Apoyo ( $A_{ppal\_apo\_B}$ ) en el GP, que también se ve reflejada en todos los subgrupos sin excepción en la prueba de subir escaleras. Destacan por sus mayores diferencias con el GC los subgrupos de *Meniscopatía* y *Femoropatelar*.

Es una estrategia fisiológica realizar una ligera flexión de rodilla tras el contacto inicial como un mecanismo de amortiguación de la transferencia del peso sobre el escalón (60,111), y los resultados indican que los sujetos con patología tienden a realizar el apoyo con mayor extensión que los sujetos sin patología.

Para comparar los resultados con los de otros estudios, no obstante, hay que tener en cuenta que como parámetro, el ángulo en el contacto inicial, utilizado en otros estudios, no es el mismo que el ángulo en el pico de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_B}$ ) de este estudio. Aunque los resultados deberían ser comparables porque se refieren a dos instantes del ciclo muy próximos, se observa una mayor flexión de rodilla en el pico de apoyo que en el contacto inicial (Figura 20). Por ejemplo, en el estudio de Nerín Ballabriga, el ángulo de contacto inicial fue de 9,8°, mientras que el del pico de apoyo fue de 16° (111).

Existe abundante evidencia en referencia a que los sujetos con patología realizan el apoyo en el escalón inferior con menor flexión de rodilla y luego alcanzan una menor flexión máxima durante la fase de oscilación. Los mismos resultados se describen en un gran número de estudios sobre diversas patologías de rodilla, como meniscopatías (120,259), artroplastias (266) artrosis femoropatelar (215) o en artrosis tricompartmental (222,223).

Varios factores podrían influir en esta alteración. Por un lado se ha descrito una correlación entre la fuerza isométrica de cuádriceps y el grado de flexión de rodilla en el contacto inicial en pacientes con gonartrosis. Parece que los sujetos con menor fuerza abordan el escalón con menor flexión. De esta manera reducen el momento externo flexor que se produce en la rodilla, reduciendo así la demanda de trabajo excéntrico sobre el cuádriceps. (223). El dolor también podría ser un factor importante, ya que no



evidenció una menor flexión de rodilla en el apoyo en sujetos asintomáticos en grado iniciales de gonartrosis (218). Y por último, la alteración de la función sensoriomotora o propioceptiva podría ser otro factor, lo que podría afectar especialmente a los pacientes con ligamentoplastia por carecer la plastia de la funcionalidad de un ligamento anatómico sano (223).

Sin embargo, algunos estudios han obtenido resultados opuestos. En el estudio de Gao *et al.* sobre pacientes con ligamentoplastia y deficiencia de LCA, los sujetos intervenidos con ligamentoplastia mostraban mayores ángulos que los sujetos controles (147). Aunque los valores del ángulo de flexión en el apoyo inicial en los sujetos con ligamentoplastia son similares a los de este estudio ( $11^\circ$ ), el valor medio que obtienen los sujetos controles de aquel estudio es de  $2,7^\circ$ , mientras que en nuestro estudio es  $20,6^\circ$ . La razón a este hallazgo contrario al nuestro y al del resto de estudios parece estar en las escaleras. La profundidad del escalón donde estaba la plataforma era de 45 cm, mientras que en nuestro estudio era de 27 cm. Esa diferencia podría ser fundamental para hacer que los sujetos tendiesen a hacer un paso más largo y así extendiesen más la rodilla que los sujetos del presente estudio.

Otro estudio en pacientes con gonartrosis observó que sujetos con gonartrosis realizaban el contacto con el escalón con mayor ángulo que los controles (107). En ese estudio llama la atención que los sujetos normales obtuvieron una media de  $7,7^\circ$  en de flexión de rodilla en el contacto inicial, siendo éste un valor muy alejado de los de otros estudios. Se puede observar que las escaleras utilizadas tenían unos escalones de 32 cm de profundidad y 15 de altura, lo que equivale a una inclinación de la escalera de  $25^\circ$ . Con una inclinación menor que los otros estudios (la media está en torno a  $30^\circ$ ) y una altura más baja (suelen tener 20 cm) (106), parece que los sujetos normales realizarían una mayor extensión de rodilla. De hecho se ha descrito que cuanto menor es la inclinación de la escalera, menor es la flexión de rodilla (108). La profundidad del escalón puede afectar, en cuanto a que con mayor profundidad mayor distancia tiene el pie para apoyar y por tanto, mayor es la posibilidad de extender la rodilla. Los sujetos con artrosis de ese estudio obtuvieron, sin embargo, valores similares a los obtenidos en el presente estudio ( $12,1^\circ$ ). El citado estudio tiene además la limitación de obtener datos en 2D con una sola cámara, lo que hace menos fiables los datos obtenidos.

Otro estudio que reportó mayores ángulos de flexión en el contacto inicial durante el apoyo en pacientes menisectomizados, lo hizo basándose en la comparación con su miembro contralateral (122). El estudio carece de un grupo control, lo cual es fundamental en el estudio de subir y bajar escaleras. La alteración producida por la patología condiciona la ejecución global del gesto, especialmente en el doble apoyo, ya que la extremidad afectada está en apoyo también durante el inicio del apoyo de la sana.

Llama la atención que los ángulos de rodilla en contacto inicial que refiere el citado estudio difieren mucho de los hallados en otros estudios con sujetos normales. Los valores obtenidos, 61,4° para subir y 4,7° para bajar, son sustancialmente menores que los obtenidos en otros estudios (111). La causa de estas diferencias podría ser la utilización de calzado cómodo por parte de los sujetos, lo que les dotaría de cierta amortiguación, que disminuiría la necesidad de flexionar la rodilla.

El pico máximo de flexión de rodilla, que en este estudio ha sido llamado Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_B}$ ), es mayor en la actividad de bajar escaleras que en la de subirlas, lo que indica una mayor demanda de rango articular para realizar la actividad de manera funcional (111). No ha sido valorado en los estudios de patología porque no se suele prestar atención a la fase de oscilación. En este caso observamos una disminución en el Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_B}$ ) en el GP con respecto al GC. El único subgrupo que no obtiene diferencias significativas es el de Femoropatelar, que tiene resultados próximos a los de los sujetos del GC. Esto puede ser debido a que en descarga, la articulación femoropatelar no sufre elevadas fuerzas de fricción en comparación a las que sufre en el (155).

- **Ángulos de rodilla del miembro secundario**

Se observa un mayor Ángulo secundario de apoyo ( $A_{sec\_apo\_B}$ ) en el GP, mientras que el Ángulo secundario de oscilación ( $A_{sec\_osc\_B}$ ) disminuye en este grupo al bajar escaleras. Ambas variables obtienen diferencias significativas en todos los subgrupos de patología. No obstante, hay que tener en cuenta que en ocasiones había afectación bilateral de la patología, con lo que estas alteraciones, especialmente la limitación de la flexión máxima en la oscilación, están influidas por este aspecto.

El aumento en el Ángulo secundario de apoyo ( $A_{sec\_apo\_B}$ ) indica que la rodilla contralateral a la patología está más flexionada durante la descarga del peso. Esto parece sugerir una estrategia para mantener el peso sobre el miembro sano mayor tiempo posible durante el doble apoyo y así realizar una descarga más suave sobre el afectado. Una estrategia de este tipo se ha descrito en personas ancianas, en las que se ha observado un aumento de la co-contracción muscular de la pierna de apoyo antes de liberar el peso del cuerpo sobre el siguiente escalón al bajar escaleras. De este modo se reduce la velocidad de descarga, observando también menores picos de aceleración y deceleración del centro de gravedad del cuerpo durante el final de la oscilación y principio del apoyo (220). La co-contracción está relacionada con una postura de mayor extensión de rodilla que apoya al realizar el gesto. (246). Se ha observado una mayor participación de los extensores de rodilla que de los flexores plantares en el miembro que queda posterior, realizando un mayor esfuerzo excéntrico para preparar el doble apoyo. Sin embargo, la consecuencia de esta estrategia es una medialización de la fuerza de reacción del suelo, con el consiguiente aumento de momento externo aductor y con ello, de la carga en el compartimento medial de la rodilla (243).

- **Fuerzas verticales de reacción**

Como sucede en la marcha, las variables cinéticas dependen de la velocidad de ejecución del gesto. Pero en la actividad de bajar escaleras, la típica curva en M de la gráfica de las fuerzas verticales en la marcha no es tan reconocible, ya que predomina claramente el primer pico, con una zona media del apoyo más en meseta (Figura 23 derecha) (118).

Las variables Fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_B}$ ) y Fuerza de oscilación ( $Fz_{osc\_B}$ ) tienen diferencias significativas entre el GC y el GP. En nuestra muestra, los subgrupos que presentaban menor Fuerza vertical de apoyo ( $Fz_{apo\_B}$ ) son *Meniscopatía* y *Degenerativa*, lo cual es congruente con un deterioro del menisco y el cartílago, que son los elementos que soportan la mayor parte de la carga en la articulación femorotibial y que suelen cursar con clínica dolorosa a la carga axial del miembro (87). El dolor parece actuar como mecanismo protector para evitar que el paciente con gonalgia sobrecargue su articulación. La disminución de la velocidad y las estrategias de control del descenso de la carga son los responsables de la disminución de las fuerzas verticales, especialmente al inicio del apoyo (236). También en individuos con ligamentoplastia se

aprecia una carga más suave sobre el escalón, lo que hace disminuir ligeramente el pico de fuerza vertical por medio del control muscular por parte de la pierna contralateral (133). Sin embargo, a pesar de observarse una disminución, el subgrupo *Ligamentoplastia* es el que presenta valores más similares al GC. Esto parece relacionado con que en esta patología no están alteradas predominantemente las estructuras amortiguadoras de la carga.

Independientemente de la causa, una menor flexión de rodilla aumentaría la Fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_B}$ ) en la transferencia de la carga al hacer el miembro más rígido. Sin embargo, parece que el tobillo es la articulación que más actúa compensando la sobrecarga mecánica por medio de un trabajo plantarflexor excéntrico aumentado, logrando disminuir de esta forma la carga sobre la articulación de la rodilla (222).

La parte final del apoyo no se menciona en cuanto a las fuerzas verticales en los estudios al respecto. En este estudio no se observó una diferencia significativa en la Fuerza de despegue ( $Fz_{des\_B}$ ) entre ambos grupos. Es esperable teniendo en cuenta que en esta parte el centro de gravedad avanza fundamentalmente hacia delante y luego se realiza la transición hacia el apoyo del miembro contralateral sin precisar ningún esfuerzo adicional. Por este motivo el segundo pico es menos relevante y no tiene diferencias entre los subgrupos.

- **Momentos de aducción de rodilla**

Las gráficas del momento aductor externo al subir y al bajar son similares, pero los valores, coincidiendo con otros trabajos, son mayores en la actividad de bajar (267).

El primer pico, que ha sido denominado Momento aductor de apoyo ( $Mf_{apo\_B}$ ), es mayor que el segundo o Momento aductor de despegue ( $Mf_{des\_B}$ ), por lo que suele ser el más estudiado y citado como pico máximo del momento externo de aducción.

Se ha intentado utilizar el momento aductor para estimar la carga sobre la articulación y utilizarlo como medida de resultado en estudios sobre efectividad de tratamientos, a semejanza de los estudios realizados sobre la marcha. Éste es el caso de un estudio sobre el efecto de las plantillas con cuñas varizantes para disminuir la carga sobre la rodilla, en el que utilizan el momento aductor de rodilla como variable resultado (107). Sin embargo, hay diversas consideraciones que deben tomarse en cuenta al respecto a la

hora de utilizar el momento aductor en una prueba de bajar escaleras para investigaciones de este tipo. Y es que si no se controlan una serie de factores, como los que citamos a continuación, las variaciones del momento aductor producidas por la intervención podrían llevar a conclusiones erróneas en cuanto al efecto de tal intervención. Es decir, que una reducción del momento aductor no debería ser interpretada como una mejoría producida por un tratamiento en personas con dolor, sino al contrario puede ser debida a una estrategia de evitación del mismo. En este contexto hay que interpretar los resultados en el presente estudio, en el que se aprecian valores disminuidos en ambos picos del momento aductor en los sujetos del GP con respecto al GC. Sin embargo, sólo resultaron significativos para el Momento aductor de Apoyo (*Mf\_apo\_B*). Estos resultados nos llevan a interpretar que la reducción de momentos no indica mejor funcionalidad, sino al contrario, indica la utilización de estrategias antiálgicas para reducir la carga en la articulación.

Estos resultados también se han observado en sujetos con ligamentoplastia, en los que se comprobó una disminución significativa de los dos picos de momento aductor al bajar escaleras (140). También el subgrupo *Ligamentoplastia* de este estudio ha obtenido reducción en ambas variables del momento aductor con respecto al GC, pero no tuvo diferencias significativas, siendo sus valores los más próximos a los del GC comparados los demás subgrupos. Quizás es debido a la mayor potencia estadística del estudio de Zabala y cols. por tener una muestra mayor de esta patología.

Destaca que el subgrupo *Femoropatelar* es el que más difieren de los valores de la normalidad. Valores reducidos del momento neto sobre la rodilla también se encontraron en pacientes con dolor femoropatelar (155). El subgrupo *Meniscopatía* tiene disminución de ambos picos, aunque siendo significativa la diferencia en el primero. En esta patología no se han hallado estudios sobre el comportamiento cinético en el plano frontal durante esta actividad.

Sin embargo, no se puede decir que este efecto antiálgico de reducción en el momento aductor sea un hallazgo constante en todos los estudios. Por ejemplo, no se hallaron diferencias significativas en pacientes con artroplastia de rodilla (189).

Incluso, hay estudios que reportan aumentos del momento aductor externo en pacientes con patología. Un estudio realizado con distintos calzados en sujetos con gonartrosis radiológica obtuvo este resultado en la condición de descalzo. Sin embargo, la diferencia no alcanzó nivel significativo y el hallazgo puede ser debido a que los pacientes fueron seleccionados por la radiología, no por tener sintomatología en el momento de la valoración (221). En el presente estudio, no obstante, se observa una disminución significativa del Momento Aductor de Apoyo ( $Mf_{apo\_B}$ ) en los sujetos del subgrupo *Degenerativa*.

También habría que citar otro, que aunque no encontró diferencias significativas en el pico de momento abductor interno, sí que reportó un aumento del impulso de momento abductor interno en pacientes con dolor femoropatelar (154).

En un estudio prospectivo se ha encontrado una asociación entre momentos aductores aumentados en sujetos sanos al realizar diversas actividades, incluida bajar escaleras, y el desarrollo de artrosis (172). Sin embargo, esto implicaría una situación previa al dolor en la que no concurrirían, por tanto, las estrategias antiálgicas.

En cuanto a las estrategias antiálgicas utilizadas por personas con patología de rodilla, aunque se han propuesto algunas, poco se ha estudiado sobre su capacidad de disminuir los momentos aductores al bajar escaleras. Cabe apuntar, que la utilización de una escalera corta como la del presente estudio, en la que se comienza el gesto desde parado, podría contribuir a permitir la mejor colocación del peso por parte del sujeto para evitar el dolor. Es decir, el sujeto tiene mayor capacidad de acomodar el peso de manera más conveniente para reducir al máximo la carga sobre la articulación dolorosa.

El aumento en la anchura del paso sería una de ellas, ya que ha demostrado reducir el pico de ángulo de aducción y momento aductor, teniendo implicación en la reducción de la carga sobre el compartimento interno durante la actividad de bajar escaleras (231). Sin embargo, este efecto no se ha podido demostrar en pacientes con gonartrosis leve (268). Sin embargo es el único estudio que ha medido este parámetro en sujetos con patología. Además la estrategia de ampliar la base de sustentación también ha sido descrita en personas mayores como posible mecanismo de aumentar la estabilidad (231).

La estrategia de aumentar el ángulo de progresión del pie parece disminuir los picos del momento aductor al subir escaleras, aunque no está claro que lo logre al bajar (224). Esta estrategia, no obstante, no se ha estudiado en sujetos con patologías dolorosas.

Otra de las estrategias podría ser el incremento de la actividad de la musculatura lateral, que se ha observado en pacientes con gonartrosis en relación a su severidad (269). Esta contracción consigue reducir el momento aductor en la rodilla durante la marcha (270).

Tanto estas estrategias antiálgicas como otras aún por determinar podrían concurrir para permitir la reducción de la carga en una articulación dolorosa. Por ello, a la hora de analizar los resultados de los momentos articulares sería recomendable tener muy en cuenta la influencia de otros parámetros cinemáticos o neuromusculares como los descritos.

En resumen, pensamos que aunque esta prueba es adecuada para distinguir entre sujetos sanos y patológicos, según su estrategia de bajada, quizás no lo sea tanto para conocer el comportamiento real de un sujeto con patología al bajar escaleras en un ciclo normal (a partir del cuarto escalón consecutivo), en el que los mecanismos antiálgicos pudieran no ser tan efectivos. Estas consideraciones nos llevan a pensar que en la prueba de bajar escaleras con nuestro protocolo, el momento abductor debe ser interpretado como resultado de una estrategia antiálgica más acusada al partir desde una posición estática. De esta manera, valores mayores y, por tanto, más próximos a la normalidad indicarían mejor funcionalidad. No obstante, la falta de control sobre otros aspectos nos lleva a ser muy cuidadosos a la hora de comparar los resultados de diversos estudios, teniendo en cuenta las diferencias en el protocolo y escaleras utilizados.

- **Momentos de flexo-extensión de rodilla**

El vector de la fuerza de reacción pasa por detrás de la rodilla, produciendo un momento externo flexor sobre ésta en el momento del contacto con el escalón. Por tanto, el primer pico en la gráfica del momento en el plano sagital es habitualmente flexor correspondiendo a la respuesta flexora amortiguadora tras el apoyo en el escalón (117). Las dimensiones de la escalera, no obstante, pueden hacer que la flexión inicial sea relevante o prácticamente inexistente, de manera el momento flexor no sea utilizado como parámetro (215).

Los sujetos del GP presentan menores Momentos flexores de Apoyo ( $Ms_{osc\_B}$ ), llegando a ser incluso extensor en algunos sujetos con mayor afectación. Esta sería una consecuencia de la mayor extensión de la rodilla al realizar la carga, que ha sido descrita en el correspondiente apartado (apartado Ángulos de rodilla del miembro principal). Los subgrupos *Meniscopatía*, *Ligamentoplastia* y *Traumatológicas* obtienen diferencias significativas, mientras que el subgrupo *Femoropatelar* tiene valores próximos a la normalidad. Esta característica del subgrupo *Femoropatelar* indica que tiene menor alteración en el momento de la carga.

Al contrario que al subir, el máximo pico de momento extensor sucede al final del apoyo al bajar escaleras, correspondiéndose éste con el despegue del pie del escalón ( $Ms_{des\_B}$ ) (117). En esta parte del ciclo, el cuádriceps realiza un trabajo excéntrico para controlar el peso en el descenso al siguiente escalón (111).

El parámetro Momento extensor de despegue ( $Ms_{des\_B}$ ) se ha observado disminuido en los sujetos del GP con respecto a los del GC. El mismo hallazgo ha sido reportado también personas intervenidas de meniscectomía (121,123) y artroplastias (271), sugiriéndose como causa la disfunción del cuádriceps presente tras los procesos quirúrgicos.

Sin embargo, en el presente estudio los subgrupos que obtuvieron diferencias significativas fueron *Femoropatelar* y *Degenerativa*. En ambos casos puede estar relacionado con la afectación de la articulación femoropatelar ya que en el subgrupo *Degenerativa* están incluidos pacientes con gonartrosis tricompartmental. Es evidente que la activación excéntrica del cuádriceps produce un aumento significativo de la fuerza de fricción femoropatelar (111) y parece la causa principal de que estos sujetos sean los que más disminuyen ese pico máximo de momento extensor.

#### **4.4. Factores principales de subir y bajar escaleras**

En este apartado se discuten los resultados del apartado 3.6 de Resultados De esta manera se aborda el objetivo S5 de este trabajo, que consiste en analizar los factores principales, su relación con las variables biomecánicas y la comparación entre los grupos.



- **Factores principales en la prueba de subir escaleras**

El análisis factorial en la prueba de subir escaleras ha obtenido 4 factores linealmente independientes a partir de la combinación lineal de las variables correlacionadas entre sí. Hay que destacar que estos factores principales obtienen diferencias significativas entre el GC y el GP.

Es interesante la relación que se establece en el primer factor, llamado *Tiempos subir*, entre las dos variables temporales, Tiempo de ciclo ( $T_{ciclo\_S}$ ) y Tiempo de apoyo ( $T_{apoyo\_S}$ ), con las Fuerzas de Oscilación ( $Fz_{osc\_S}$ ) y de despegue ( $Fz_{des\_S}$ ). Al parecer, la Fuerza de despegue ( $Fz_{des\_S}$ ) puede ser un factor fundamental para el avance al igual que lo es en la marcha (272). Su correlación negativa indica que está inversamente relacionado, siendo menores los tiempos cuando mayor es la Fuerza de despegue ( $Fz_{des\_S}$ ). Sin embargo, hay que destacar que no aparece la Fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_S}$ ), que en el gesto de subir escaleras hemos visto como la fundamental en cuanto a alteraciones, probablemente debido a que está más relacionada más con la postura y no influya tanto en el avance horizontal. Quizás las fuerzas antero-posteriores, sin embargo, podrían tener elevada correlación con los tiempos dada su relación con la dirección del movimiento. Pero, como se ha comentado, no se incluyeron en el análisis por falta de repetibilidad.

Sólo el subgrupo *Degenerativa* tiene diferencias significativas en este factor con el GC, lo que incide en que este subgrupo utiliza una clara estrategia de disminución de la velocidad para evitar la sobrecarga sobre la articulación (273).

El segundo factor se denominó *Postura de subir* por su relación con la estrategia de subir escaleras, ya que se correlaciona con las variables Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_S}$ ), Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_S}$ ), Ángulo secundario de oscilación ( $A_{sec\_osc\_S}$ ) y Momento extensor de despegue ( $Ms_{des\_S}$ ). El momento extensor al final del apoyo, por tanto, está influido por la posición de la rodilla con respecto al vector de fuerza de reacción del suelo. Y es que al situarse el vector por delante de la rodilla, la fuerza generada por la flexión plantar de tobillo actúa como extensora de la rodilla. Es lo que se conoce como acoplamiento de la flexión plantar de tobillo y extensión de rodilla (274).

Todos los subgrupos utilizan la estrategia de llevar una postura de mayor extensión de rodillas. Esta estrategia permite reducir también el brazo de palanca extensor, y como se ha comentado, disminuye la demanda funcional de la musculatura y la fuerza de fricción rotuliana (71).

El tercer factor presenta una alta correlación con las variables Momento aductor de apoyo ( $Mf_{apo\_S}$ ) y Momento aductor de despegue ( $Mf_{des\_S}$ ). Como ambas definen los dos picos del momento medio-lateral de la rodilla, se ha denominado *Momento varizante subir*. Es destacable que estas variables sean independientes del resto, lo que significaría que los planos frontal y sagital son independientes entre sí en cierta medida. Se ha reportado que la alineación en valgo o varo de la rodilla es el factor fundamental en los momentos de aducción, aunque también la musculatura de cadera juega un papel importante (88). Los subgrupos *Femoropatelar*, *Traumatológica* y *Degenerativa* presentan diferencias significativas en este factor con respecto al GC.

En la primera mitad del ciclo se produce la activación muscular más importante por parte del cuádriceps para elevar el centro de gravedad. Por ello se ha llamado al cuarto factor *Propulsión vertical subir*, ya que relaciona la Fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_S}$ ) y el Momento extensor de apoyo ( $Ms_{apo\_S}$ ). Los subgrupos *Degenerativa*, *Traumatológica*, *Meniscopatía* y *Ligamentoplastia* presentan diferencias significativas con respecto al GC. El único que no las presenta es el subgrupo *Femoropatelar*. Este nos sugiere que puede que sea más importante en este factor la debilidad muscular que la evitación del dolor en la articulación femoropatelar. Y la causa puede ser que fuerza de compresión rotuliana es menor en condiciones concéntricas que en excéntricas (69).

- **Factores principales en la prueba de bajar escaleras**

Se han establecido cinco componentes o factores para la actividad de bajar escaleras. Todos ellos presentan diferencias significativas con el GC, excepto en el factor *Fuerza de despegue*, que corresponde a la misma variable  $Fz_{des\_B}$ .

El primer factor de bajar escaleras también relaciona las variables temporales, Tiempo de ciclo ( $T_{ciclo\_B}$ ) y el Tiempo de apoyo ( $T_{apo\_B}$ ), con las Fuerzas de apoyo ( $Fz_{apo\_B}$ ) y de oscilación ( $F_{osc\_B}$ ). Por este motivo se ha denominado *Tiempos bajar*. Los subgrupos que tienen alteración en este factor son: *Degenerativa*, *Traumatológica* y *Meniscopatía*. Estos serían pues los subgrupos en los que la alteración funcional afecta a la velocidad del gesto o que en mayor medida utilizan la

estrategia de disminuir la velocidad global para disminuir las sobrecargas sobre las estructuras articulares.

El segundo factor se correlaciona con las variables Ángulo principal de oscilación, Ángulo secundario de oscilación ( $A_{sec\_osc\_B}$ ) y Momento extensor en el despegue ( $Ms_{des\_B}$ ). Como estas variables están relacionadas con la postura en que se ejecuta el gesto, se ha denominado *Postura bajar*. Éste factor es poco discriminante entre subgrupos ya todos ellos tienen diferencias significativas con el GC. Esto refleja una alteración de la cinemática a causa de la patología, que parece similar en todos los subgrupos.

El tercer factor o *Momento varizante bajar* presenta una alta correlación con las variables del momento aductor ( $Mf_{apo\_B}$  y  $Mf_{des\_B}$ ). Sólo los subgrupos *Degenerativa* y *Traumatológica* obtuvieron diferencias significativas. Estas parecen ser debidas a estrategias de compensación en los que interviene el plano transversal u otras articulaciones, fundamentalmente la cadera (275).

Se ha denominado *Control bajar* al cuarto factor porque los flexores plantares controlan la velocidad de bajada mediante una contracción excéntrica (197). Ésta acción se refleja en la variable Fuerza de despegue ( $Fz_{des\_B}$ ), que presenta escasa relación con el resto de variables. Como hemos visto en el apartado anterior, tampoco presenta diferencias significativas con el GP. Sólo tiene diferencias en el subgrupo *Femoropatelar*, como se ha comentado anteriormente. Parece evidente que el requerimiento de control excéntrico afecta más a los sujetos con este tipo de patología.

Se ha establecido una correlación entre la Fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_B}$ ) y el Momento Flexo extensor de apoyo ( $Ms_{apo\_B}$ ) como quinto factor. Este factor se ha llamado *Amortiguación bajar* porque en este instante del ciclo se produce el control del peso mediante una contracción excéntrica de la musculatura extensora de rodilla. Todos los subgrupos tienen diferencias significativas con respecto a este factor, lo que lo relaciona con una estrategia frecuente en la afectación por patología.

## 4.5. Análisis de los subgrupos y definición de patrones

En este apartado se analizan los resultados del estudio de los subgrupos de la muestra de estudio en ambas actividades. En el apartado 3.5.2 se pueden ver los resultados obtenidos. De esta manera se lograría el objetivo S6 de este trabajo, que era definir diferentes patrones de alteración funcional en el grupo de patología.

### 4.5.1. Patrón *Meniscopatía*

En la literatura revisada se han podido encontrar escasos estudios sobre las alteraciones producidas por la patología meniscal en subir y bajar escaleras y éstos suelen ser en pacientes que han sido ya intervenidos de meniscectomía. También los sujetos que han participado en este estudio fueron intervenidos por roturas meniscales internas, excepto uno que presentaba una rotura meniscal externa. No se puede descartar totalmente que tengan signos incipientes de gonartrosis y que las roturas meniscales sean parte de la patología degenerativa, a pesar de que la edad máxima era de 45 años.

- **Actividad de subir escaleras del patrón *Meniscopatía***

En este estudio también se aprecia un aumento del Tiempo de Apoyo sobre el escalón en el lado afectado comparado con el GC. Los estudios han hallado que tras la meniscectomía los pacientes tienden a subir con mayores tiempos de apoyo y de ciclo (259).

Se observa en los resultados cómo la patología conlleva una postura con mayor extensión de rodilla y la presencia de menores momentos extensores en la rodilla. Concretamente, las variables cinemáticas en las que se refleja la alteración producida por la patología meniscal en este subgrupo son: menores Ángulos principal de Apoyo ( $A_{ppal\_apo\_S}$ ) y Despegue ( $A_{ppal\_des\_S}$ ).

Al analizar las variables cinéticas, se han observado menor Fuerza de Apoyo ( $Fz_{apo\_S}$ ) y menores Momentos extensores de Apoyo ( $Ms_{apo\_S}$ ) y Despegue ( $Ms_{des\_S}$ ). La pérdida de fuerza en la musculatura de la rodilla, que ha sido descrita en pacientes tras meniscectomía hasta dos años después, parece la causa principal de la disminución del momento extensor (121). Un estudio cifra en un 25% la pérdida de fuerza en cuádriceps para que se produzcan alteraciones al subir escaleras en estos

pacientes y sugiere que la principal estrategia de compensación parece ser una hiperactivación de los extensores de cadera (glúteo mayor e isquiotibiales) (259).

- **Actividad de bajar escaleras del patrón *Meniscopatía***

Al bajar escaleras, este subgrupo presenta mayor Tiempo de Apoyo ( $T_{apo\_B}$ ) sobre el escalón. Ha sido descrita una relación directa entre el dolor reportado y el tiempo de apoyo sobre el escalón (232), lo que indicaría que esta variable es un reflejo indirecto de la sintomatología. En el mismo estudio, pacientes con largo tiempo de la intervención acortaban el tiempo de apoyo en el lado afectado comparado con el de su contralateral (232). Lo explican como consecuencia de haber desaparecido ya la clínica dolorosa.

Los Ángulos principales y secundarios, tanto de apoyo como de despegue, se encuentran disminuidos con respecto al GC. Estos datos son congruentes con los obtenidos por otros estudios en los que observaron disminución del rango articular de los sujetos operados de meniscectomía hasta 8 semanas tras la cirugía (120). Además, un estudio sobre una serie larga de pacientes meniscectomizados constató que las alteraciones cinemáticas van disminuyendo a la normalidad con el tiempo tras la operación, lo que sería interesante confirmar en estudios futuros (232).

La Fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_B}$ ) está disminuida, mientras que la Fuerza de oscilación ( $Fz_{osc\_B}$ ) está aumentada ligeramente. El descenso del primer pico de fuerza vertical indica una carga más suave sobre el escalón en la fase de recuperación de la intervención en la que suelen persistir molestias y cierta debilidad muscular. Al estudiar pacientes asintomáticos más de un año después de la intervención no se observaron diferencias en las fuerzas de reacción del suelo entre ambos miembros de los pacientes (232).

Los momentos extensores están disminuidos tras la intervención tanto al subir como al bajar en estos pacientes. Al bajar escaleras se observa que, en pacientes con menos de 6 meses tras la intervención, tanto el momento Aductor en el apoyo ( $Mf_{apo\_B}$ ), como el Momento flexor en el apoyo ( $Ms_{apo\_B}$ ) están también disminuidos. El objetivo de la rehabilitación sería reducir su repercusión posterior en la biomecánica, ya que las consecuencias se siguen observando a largo plazo, acompañadas de un aumento de

riesgo de gonartrosis secundaria (121,123). Estas alteraciones dibujan un gesto con las rodillas en extensión y con evitación de la carga en el apoyo al bajar el escalón.

Se observa en las gráficas una estrategia para disminuir el impacto sobre el escalón inferior al bajar escaleras. En las curvas de los momentos se aprecia un momento extensor en el despegue del miembro contralateral, mientras que la pierna principal está en oscilación para llegar al suelo (figura 54). Esa estrategia de protección, al ayudar a descargar el peso con más suavidad sobre el miembro de la meniscopatía ha sido descrita por otros autores y tiene como consecuencia una sobrecarga mecánica en todo el miembro sano (121,123).

Esta sobrecarga continúa apareciendo en la rodilla sana, incluso cuando han desaparecido las alteraciones observables en la rodilla intervenida. Y es que parece que como consecuencia de esta sobrecarga, la rodilla sana también tiene un riesgo aumentado de sufrir gonartrosis (119).

La bibliografía sugiere que la mayoría de los hallazgos biomecánicos se normalizan progresivamente en estos pacientes, sin embargo, ha sido descrito un aumento de los momentos aductores en la marcha hasta dos años después de la cirugía (121,123). En el caso de las actividades de subir y bajar escaleras, mecanismos como el aumento del alineamiento en varo podrían resultar eclipsados por estrategias antiálgicas para la protección de la articulación que reducirían el momento aductor (121), como hemos observado.

Por último, hay que destacar que en la prueba de subir escaleras el subgrupo *Meniscopatía* presenta diferencias significativas en los componentes *Postura subir* e *Propulsión vertical*. Sin embargo, no difiere significativamente en los componentes *Tiempos subir* o *Momentos ML subir*. Por tanto, las alteraciones al subir son escasas y, todo apunta a que son consecuencia directa de la atrofia de cuádriceps secundaria a la intervención y reversibles con una adecuada readaptación funcional (259).

En la prueba de bajar escaleras, este subgrupo obtiene diferencias significativas con el GC en las componentes *Tiempos bajar*, *Postura bajar* y *Amortiguación bajar*. En este caso, las alteraciones son más importantes con respecto al patrón de movimiento normal. Estas alteraciones biomecánicas se relacionan con la sintomatología dolorosa y,

además suponen un factor importante de la degeneración articular futura que sufren estos pacientes (119).

Por tanto, el patrón biomecánico *Meniscopatía* presenta alteración en ambas actividades. Sin embargo, es más característica la alteración en la actividad de bajar escaleras, con una disminución de la fuerza de apoyo ( $Fz_{apo\_B}$ ) y las alteraciones del Momento flexor de Apoyo ( $Ms_{apo\_B}$ ) y el componente *Amortiguación bajar*.

#### **4.5.2. Patrón *Ligamentoplastia***

A pesar de que la intervención mejora significativamente las alteraciones producidas por la lesión del LCA, se han descrito algunas alteraciones biomecánicas en las actividades de subir y bajar escaleras.

- **Actividad de subir escaleras del patrón *Ligamentoplastia***

En nuestro estudio, las variables Ángulo principal de apoyo ( $A_{ppal\_apo\_S}$ ), Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_S}$ ) y Ángulo secundario de oscilación ( $A_{sec\_osc\_S}$ ) obtuvieron valores muy inferiores en el subgrupo *Ligamentoplastia* que el GC. Es decir, los sujetos de este subgrupo tienden a subir con una postura con mayor extensión de rodilla y realizando menores momentos extensores en la rodilla. Se ha descrito que la flexión de rodilla aumenta con el tiempo tras la intervención, pero sin llegar a alcanzar los valores de sujetos sin patología (147).

Los Momentos extensores, tanto de apoyo ( $Ms_{apo\_S}$ ) como de despegue ( $Ms_{des\_S}$ ) también son ampliamente menores que en el GC. Estas alteraciones parecen explicarse por la atrofia muscular que conllevan las operaciones. Un patrón de deficiencia de cuádriceps se ha observado tanto previamente como hasta al menos unos 3 meses posteriormente a la intervención en pacientes con lesiones de ligamento cruzado (130).

Es especialmente significativa la disminución de los dos picos de momento aductor en ambas actividades (140). Al bajar escaleras especialmente, la forma de reducir las fuerzas de transferencia de cargas en el apoyo monopodal desde altura es la de reducir los efectos de la desaceleración del peso por medio del control muscular por parte de la pierna contralateral (133). También se han mostrado reducidos los momentos de rotación interna en ambas actividades, pero no en la marcha (140).

En la actividad de subir escaleras, el subgrupo *Ligamentoplastia* presenta diferencias con el GC en relación a las componentes *Postura subir* e *Propulsión vertical*. Se ha descrito que los sujetos recuperados completamente de la cirugía no muestran diferencias con los sujetos sanos en estas variables, por lo que consideramos los hallazgos que hemos obtenido como secundarios a la propia cirugía y su consiguiente proceso de inmovilización, que es mayor en la ligamentoplastia que en la meniscectomía parcial aislada (8).

- **Actividad de bajar escaleras del patrón *Ligamentoplastia***

La mayor diferencia entre los subgrupos *Meniscopatía* y *Ligamentoplastia* se produce fundamentalmente en la prueba de bajar escaleras. El subgrupo *Ligamentoplastia* es más similar al GC, lo que indica que su afectación funcional es menor en esta actividad. El parámetro en el que más se aprecia diferencia entre subgrupos es en la Fuerza de Apoyo al bajar escaleras ( $Fz\_apo\_B$ ), que no obtiene una diferencia significativa en el subgrupo *Ligamentoplastia*, de hecho, es en el subgrupo en el que obtiene valores más próximos a los de los sujetos del GC. Este dato indicaría que los sujetos con ligamentoplastia no tienen excesivos problemas a la hora de descargar el peso sobre el escalón inferior. Por contra, la alteración de esta variable era una de las características más destacadas que se ha comentado del subgrupo *Meniscopatía*.

Los parámetros relativos a los ángulos de ambos miembros están disminuidos, lo que traduce también una postura más en extensión de rodilla de forma bilateral, aunque en menor manera que en otros subgrupos. Como hemos explicado anteriormente, esto lleva también a un Momento flexor en el apoyo ( $Ms\_apo\_B$ ) también disminuido. Se ha reportado una falta de propiocepción por la pérdida de las aferencias sensoriales del ligamento cruzado, que podría influir en esta alteración (276).

Las alteraciones descritas se reflejan en que en la prueba de bajar escaleras, el subgrupo *Ligamentoplastia* obtiene diferencias significativas en los componentes *Postura bajar* y *Amortiguación bajar*. Sin embargo, este subgrupo también difiere del subgrupo *Meniscopatía* en que no tiene diferencias significativas en el componente Tiempos bajar ni en la variable Fuerza de apoyo ( $Fz\_apo\_B$ ).

En el plano frontal, los dos picos del momento aductor no obtuvieron diferencias significativas en ninguno de los gestos, sin embargo, en otro estudio sí que fueron



significativamente menores que los contralaterales en ambas actividades (140). Si bien, es cierto que la muestra analizada era mucho mayor.

Al comparar el miembro intervenido con el miembro contralateral sano, se ha reportado que el lado de la ligamentoplastia presenta menores momentos externos que en el lado contralateral, que tiene que sobrecargarse para compensar la funcionalidad perdida en el lado intervenido en cuanto a fuerza, estabilidad o propiocepción (140).

Por último, se ha descrito, junto a un leve movimiento en varo, un aumento del momento rotador interno en las actividades de subir y bajar escaleras (140). Esta alteración biomecánica, y no la carga de manera independiente, podría ser un factor a tener en cuenta en la futura deriva degenerativa de la articulación. Las alteraciones biomecánicas residuales descritas, unidas a las lesiones meniscales o condrales preexistentes, podrían ser las responsables de acelerar la degeneración del cartílago (14,15). Por ello se sugiere que los factores biomecánicos juegan un papel importante, junto a los biológicos (146), en la progresión de la patología degenerativa (132,133).

No obstante, para analizar la biomecánica de estos pacientes conviene tener en cuenta la comorbilidad asociada a las lesiones de LCA. En este estudio y en otros similares, los sujetos del subgrupo asocian o pueden asociar diferentes lesiones meniscales, especialmente lesiones del menisco interno (3). Algunas de estas meniscopatías asociadas son relevantes y requieren ser intervenidas, y sin embargo, otras son leves o podrían haber pasado incluso desapercibidas. En este estudio, el subgrupo *Ligamentoplastia* tenía meniscopatías intervenidas en 7 de los 9 casos, aunque no es descartable que existiesen lesiones menores no reportadas. No obstante, no eran sintomáticas según lo reportado por los sujetos. De hecho, se observa que el subgrupo *Ligamentoplastia*, presenta muchas semejanzas con el de *Meniscopatía* en ambas actividades, pero especialmente al subir escaleras. El motivo puede ser el hecho mismo de la cirugía y las consecuencias que tiene ésta en los pacientes.

Además, hay que destacar que los sujetos del subgrupo *Ligamentoplastia* eran jóvenes y deportistas, estando todos ellos por debajo de los 40 años. Éste puede ser un factor por el que este subgrupo no muestra un enlentecimiento del gesto funcional, ya que pueden compensar en parte las alteraciones por su buena condición física general. Sólo se ha observado disminución de la velocidad del gesto en pacientes con lesión del LCA antes

de ser intervenidos, pero tienden a retornar a valores temporales normales rápidamente durante el proceso de rehabilitación (147).

En resumen, el patrón biomecánico *Ligamentoplastia* presenta una mayor alteración en la actividad de subir escaleras, teniendo como características más destacadas la disminución del momento extensor de apoyo ( $Ms_{apo_S}$ ) y la alteración en el componente *Propulsión subir* en esta actividad.

### **4.5.3. Patrón *Femoropatelar***

Las actividades de subir y bajar escaleras son de las más problemáticas en sujetos con patología femoropatelar debido al aumento del dolor por la fricción en esta articulación. El cuádriceps, que es el músculo clave, tiene una alta demanda funcional durante el apoyo, tanto al subir como al bajar escaleras (153). Al subir se activa de manera concéntrica para generar el momento extensor necesario, mientras que al bajar lo hace de manera excéntrica para evitar la flexión causada por el aumento del momento flexor (85). El estudio de la actividad electromiográfica en pacientes con dolor femoropatelar ha mostrado alteraciones en el equilibrio neuromuscular por el retraso en el momento de activación del vasto interno con respecto a la activación del vasto externo, lo que puede llevar a un movimiento anormal de la rótula durante ambas actividades (151,154).

De este subgrupo *Femoropatelar* hay que destacar que era el más joven de la muestra de patología, con una media de 24,6 años. Es coincidente con otros estudios en patología femoropatelar, donde la edad media de los sujetos está entre los 20 y 30 años (155–157).

- **Actividad de subir escaleras del patrón *Femoropatelar***

La bibliografía reporta que el dolor femoropatelar disminuye la velocidad y la cadencia en las actividades de subir y de bajar escaleras (155–157) aunque no todos los estudios obtienen diferencias significativas en los parámetros espacio-temporales (263). En este estudio, este subgrupo presenta un mayor Tiempo de apoyo ( $T_{apoyo_S}$ ) con respecto al GC en la prueba de subir escaleras. Además, las variables en el apoyo, la Ángulo principal ( $A_{ppal_{apo_S}}$ ), la Fuerza vertical ( $Fz_{apo_S}$ ) y el Momento extensor ( $Ms_{apo_S}$ ), se encuentran disminuidas.

Se ha sugerido que las alteraciones musculares tienen un papel importante. Uno de los principales factores es la inhibición del cuádriceps por el dolor (149). Además, diversos estudios ponen de manifiesto que las alteraciones en la musculatura proximal del miembro, la musculatura de la cadera, afectan significativamente al síndrome femoropatelar (156,277–279). Al subir escaleras se han descrito: una activación precoz y de mayor duración del aductor largo; y una retrasada y de menor duración en el glúteo medio (154).

Estas alteraciones parecen tener consecuencias en la biomecánica del gesto, ya que el subgrupo *Femoropatelar* obtiene diferencias significativas en los componentes *Postura subir* y *Momentos medio-laterales subir*. En este subgrupo también se aprecian menores ángulos de rodilla que en los controles, pero con menor diferencia que los anteriores subgrupos. La alteración de los momentos en el plano frontal, con disminución de los picos de momento de aductor de rodilla ha sido descrita también por otros autores en subir y bajar escaleras (154), en la marcha (152) y en la carrera (98). La alteración en la musculatura abductora de cadera, principalmente el glúteo medio, se ha sugerido como una de las causas. Así se produce una mayor aducción de la cadera durante el gesto (152).

Aunque se ha constatado que las fuerzas de fricción femoropatelar aumentan significativamente al subir escaleras en sujetos con esta patología (155), se han observado menores alteraciones biomecánicas que en los subgrupos de *Ligamentoplastia* y *Meniscopatía* de esta muestra. El momento extensor en el apoyo, que ha sido descrito como el parámetro más importante relacionado con la funcionalidad para subir escaleras (236) está disminuido con respecto al GC, pero en menor medida que en los subgrupos *Meniscopatía* o *Ligamentoplastia*. Además se aprecia cómo el componente *Propulsión vertical subir* no tiene diferencias significativas con el GC. Estos hallazgos sugeriría que la atrofia muscular producida por la inmovilización de las cirugías produce mayores alteraciones biomecánicas que la inhibición del cuádriceps por fricción femoropatelar, pero no se puede afirmar con seguridad debido al escaso número de sujetos y heterogeneidad de los casos.

- **Actividad de bajar escaleras del patrón *Femoropatelar***

En la prueba de bajar escaleras, en la que también se incrementan significativamente las fuerzas de compresión articular femoropatelar (104), los componentes *Postura bajar*,

*Control Bajar* y *Amortiguación bajar* son los que difieren de la normalidad en este subgrupo. Destaca que el componente *Amortiguación bajar* sólo presenta diferencias significativas con el grupo control en este subgrupo.

Se ha sugerido que una estrategia para disminuir las fuerzas de compresión podría ser disminuir significativamente la velocidad del gesto, pero nuestros hallazgos no apoyan completamente esta afirmación (155). En este estudio el subgrupo *Femoropatelar* presenta un mayor Tiempo de apoyo ( $T_{apoyo\_B}$ ) sobre el escalón que el GC, pero, sin embargo, no se alcanzaron diferencias significativas en el Tiempo de ciclo ( $T_{ciclo\_B}$ ).

Existe disparidad en los resultados de otros estudios sobre si se produce una disminución en el ángulo de flexión de rodilla durante el apoyo inicial al bajar escaleras, ya que la disminución del ángulo de flexión hace disminuir la fuerza de compresión femoropatelar (280). De hecho, por debajo de los 20 grados la rótula ya no contacta con el fémur (281). Dos artículos reportaron una reducción del ángulo de flexión significativa como se muestra en este estudio (282,283), mientras que otros cinco no obtuvieron diferencias significativas (155,157,217,262,284). Se ha sugerido como posible causa de esta disparidad en los resultados que sólo con un cierto nivel de alteración en la articulación femoropatelar, o cuando la reducción de la velocidad y la cadencia no son suficientes, es cuando se llega a realizar la estrategia de disminuir el ángulo de flexión al cargar (157).

Como se ha comentado, este estudio sí que evidencia una reducción significativa de la flexión de rodilla en el apoyo inicial ( $A_{ppal\_apo\_B}$ ) al bajar escaleras. Las causas puede ser que los sujetos de nuestro grupo tenían mayor afectación que la de otros estudios, ya que se han incluido 3 sujetos con inestabilidad rotuliana clínica que, había sido incluso intervenida en 2 de los casos.

Es destacable que el único subgrupo en el que no existen diferencias con el GC en el Ángulo principal de oscilación ( $A_{ppal\_osc\_B}$ ) es el *Femoropatelar*. Es decir, que el ángulo de rodilla es similar a los de los sujetos sin patología en ese momento que no hay carga sobre la rodilla. En referencia al miembro contralateral, se han observado un aumento del Ángulo secundario de apoyo ( $A_{sec\_apo\_B}$ ) y una disminución del Ángulo secundario de oscilación ( $A_{sec\_osc\_B}$ ) con respecto al GC.

En este estudio se observa que la fuerza de apoyo ( $Fz\_osc\_B$ ) está disminuida en este subgrupo, y la hipótesis es que se deba al aumento del Tiempo de apoyo ( $T\_apo\_B$ ), que ha sido descrito como una adaptación para disminuir las fuerzas en el gesto (157). Como argumento a favor, se puede comprobar cómo hay una relación negativa entre estos dos parámetros, Fuerza de apoyo ( $Fz\_apo\_B$ ) y el Tiempo de apoyo ( $T\_apoyo\_B$ ), que las relaciona en el factor *Tiempos Bajar*.

La disminución del pico de momento extensor de rodilla es un hallazgo en todos los estudios (152,155–157), que aquí se aprecia como disminución del Momento extensor de despegue ( $Ms\_des\_B$ ). La inhibición del cuádriceps por el dolor y la consiguiente pérdida de control motor, que se produce especialmente en el esfuerzo excéntrico, ha sido descrita como la posible causa (158).

El efecto de la patología femoropatelar se aprecia más en el despegue de bajar escaleras que en el apoyo de subir, aunque en ambos la fuerza de compresión femoropatelar es elevada. La alteración del Momento extensor de despegue ( $Ms\_des\_B$ ) en este subgrupo *Femoropatelar* es una diferencia con los subgrupos *Meniscopatía* y *Ligamentoplastia*. Como se puede apreciar, tanto el momento extensor como el ángulo de flexión de rodilla son mayores en el despegue al bajar (contracción excéntrica de cuádriceps) que en el apoyo al subir (contracción concéntrica de cuádriceps), lo que produce además una mayor fuerza de fricción en la articulación (284). Por ello sugerimos que el despegue en bajar escaleras es más característico del patrón femoropatelar. Esta disfunción en el control de la bajada se ha observado también en un aumento de la perturbación en la gráfica de la velocidad angular del movimiento de flexo-extensión de la rodilla (149,159).

El patrón biomecánico femoropatelar, por tanto, tendría como características más singulares la disminución de los momentos en el plano frontal y del momento extensor en el despegue y la consecuente alteración del componente *Control Bajar* en la actividad de bajar escaleras.

#### **4.5.4. Patrón de *Elevada Alteración Funcional***

En este estudio se observa que los subgrupos de patologías *Traumatológica* y *Degenerativa* presentan mayores alteraciones con respecto al GC que el resto de subgrupos y ambos comparten un patrón muy similar en ambas actividades. En la

prueba de subir escaleras, ambos subgrupos obtuvieron diferencias significativas en todos los componentes principales, mientras que en la prueba de bajar escaleras también los tienen en todos excepto en *Control Bajar*. En ambas actividades suele tener los valores más alejados de la normalidad con respecto a otros subgrupos.

Teniendo en cuenta que eran los más crónicamente y severamente afectados, puede que este patrón sea común en todos los pacientes con elevada alteración funcional independientemente de la etiología, por lo que podría llamarse, patrón de gonalgia crónica severa o de máxima alteración funcional. Otro argumento a favor de agrupar todos los pacientes con patología crónica es que se ha descrito que el patrón biomecánico de pacientes con artrosis femoropatelar aislada no difiere significativamente del de pacientes con gonartrosis tricompartmental (215), lo cual muestra que cuando el nivel de afectación es severo y crónico, el patrón biomecánico tiende a asemejarse. Teniendo en cuenta que este patrón presenta gran número de alteraciones presentes por separado en diversas patologías, es probable que este patrón sea común en todos los pacientes con elevada alteración funcional independientemente de la patología que lo produce. Ciertamente es también, que las patologías de rodilla más estudiadas son las que aumentan el riesgo de alteraciones degenerativas de manera precoz, por lo que todo nos lleva a pensar que las alteraciones crónicas que sufren las estructuras de la rodilla y las alteraciones biomecánicas observadas están íntimamente ligadas.

Es clínicamente relevante que los pacientes con patología degenerativa identifican las dificultades en las actividades de subir y bajar escaleras como una de las más importantes limitaciones funcionales que sufren en su vida diaria (36). Se ha descrito que en fases iniciales de la enfermedad (grados I y II), las variables cinemáticas en el plano sagital podrían estar preservadas (218). Sin embargo, en fases posteriores el progresivo deterioro de las estructuras produce dolor, pérdida de fuerza, de estabilidad articular y alteraciones en el equilibrio, que llevan a alteración funcional, y en algunos casos, hasta la incapacidad total para realizar algunas de estas actividades.

- **Actividad de subir escaleras del patrón de *Elevada alteración funcional***

Los estudios sobre los tiempos en la actividad de subir escaleras en personas con artrosis de rodilla tienden a mostrar un descenso de la velocidad (236), pero, al igual que sucede en el presente estudio, no siempre las diferencias son significativas (215). El

aumento del Tiempo de apoyo ( $T_{apo\_S}$ ) observado parece corresponder con la menor capacidad funcional de cuádriceps y la estrategia de disminuir las fuerzas sobre la rodilla (285).

Como se aprecia en los resultados obtenidos en ambos subgrupos, los pacientes con afectación más severa muestran una postura de menor flexión de rodilla durante todo el apoyo, lo que parece una estrategia para reducir la demanda funcional de cuádriceps (215). Además, también se ha observado que muestran mayores inclinación anterior del tronco (286), inclinación anterior de la pelvis y flexión de la cadera (215). De esta manera se acerca el vector del peso corporal al centro de la rodilla, lográndose así disminuir la necesidad funcional del cuádriceps.

Al igual que en las otras patologías, se observa un enlentecimiento de la descarga y el aumento del tiempo de apoyo produce una disminución de las fuerzas verticales con respecto al patrón normal, especialmente en el primer pico del apoyo ( $Fz_{apo\_S}$ ) (215).

Un hallazgo común en todos los estudios sobre gonartrosis es la disminución momento extensor en los pacientes al subir escaleras al igual que hemos observado en los pacientes de los subgrupos *Degenerativa* y *Traumatológica*. El dolor y la alteración muscular que acompañan a la enfermedad han sido sugeridas como las causas principales de tal alteración (215,285).

El hallazgo de reducción importante de los momentos externos de aducción de apoyo y despegue ( $Mf_{apo\_S}$  y  $Mf_{des\_S}$ ) de rodilla en el subgrupo *Degenerativa* en la actividad de subir escaleras, por el contrario, no había sido reportado anteriormente. El único artículo al respecto no obtuvo diferencias significativas con el grupo control (236).

Una posible explicación a la disminución de los momentos aductores al subir escaleras es el aumento de la amplitud del paso, que ha sido estudiado como una posible adaptación positiva para disminuir la carga sobre el compartimento interno en al subir escaleras (287). De esta forma, se ha descrito una reducción los momentos externos aductores en pacientes con gonartrosis según un estudio reciente (288).

Para disminuir la carga en el compartimento medial se ha observado que pacientes con gonartrosis leve en esa localización realizan un aumento del ángulo de progresión del pie en el escalón al subir escaleras, lo que logra disminuir el segundo pico de momento

aductor externo. Este descenso del pico se produce al hacer pasar el vector de fuerzas de reacción más próximo al centro de la articulación, con lo que se disminuye brazo de palanca. A pesar de que se observa un ligero aumento del primer pico de momento externo de aducción, el gran descenso y aplanamiento del segundo pico logra disminuir de manera significativa el impulso angular de aducción global (224).

- **Actividad de bajar escaleras del patrón de *Elevada alteración funcional***

En la actividad de prueba de bajar escaleras también se aprecian alteraciones similares en la mayoría de variables estudiadas para ambos subgrupos.

El estudio de las variables espacio-temporales ha mostrado un descenso de la velocidad en estos pacientes al bajar escaleras en algunos estudios (236,285), pero al igual que en este estudio, otros tampoco hallaron diferencias significativas (215). Al contrario que sucede en la marcha, el aumento del Tiempo de apoyo ( $T_{apo\_B}$ ) que hemos observado parece una estrategia para reducir la carga sobre el compartimento medial, aunque ningún estudio al respecto lo ha reportado (177–179).

El dolor parece actuar como mecanismo protector para evitar que el paciente con gonartrosis sobrecargue su articulación y tratar de disminuir el proceso degenerativo. La disminución de la velocidad y las estrategias de control del descenso de la carga son los responsables de la disminución de las fuerzas verticales, especialmente al inicio del apoyo (236).

Se ha observado que en fases iniciales de la enfermedad, las variables cinemáticas en el plano sagital al bajar escaleras están preservadas (218,236). Sin embargo, en pacientes con patología más avanzada, similares a los del presente estudio, también se ha evidenciado menor ángulo de flexión al realizar la carga comparado con el de sujetos sanos (222). Además, este ángulo es menor aún en los sujetos que padecían artrosis femoropatelar aislada (215).

La menor flexión de rodilla observada implica menor presencia de trabajo negativo o excéntrico por parte del cuádriceps, lo que es congruente con el hallazgo de su activación más tardía en pacientes con gonartrosis que en sujetos sanos (225). Este estrategia de compensación persigue cambiar la estrategia habitual de amortiguación del peso por parte de la rodilla, desviándola a las articulaciones de cadera y, especialmente del tobillo (222). En este sentido, la extensión de la rodilla coloca el tobillo en mejor



posición para amortiguar el peso, a la vez que hace que el momento flexor externo que sufre la rodilla se reduzca al hacer pasar el vector del peso sobre la articulación.

Además, aunque la demanda funcional del cuádriceps es menor al bajar escaleras que al subirlas, el momento extensor de despegue ( $M_{s\_des\_B}$ ) está disminuido al bajar escaleras en pacientes con mayor alteración funcional, como ya ha sido descrito anteriormente (215).

Al igual que se observa en este estudio, se ha descrito que en los pacientes con gonartrosis el primer pico de momento aductor, o Momento aductor de apoyo ( $M_{f\_apo\_B}$ ) es ampliamente mayor que el segundo pico, o Momento aductor de despegue ( $M_{f\_des\_B}$ ) (224).

Sin embargo, hay resultados dispares en cuanto a la influencia de la patología sobre el momento externo aductor. Por un lado los resultados entre el subgrupo *Degenerativa* y el GC coinciden con los de otro estudio realizado en 139 pacientes de gonartrosis en estadios iniciales, que evidenció un menor momento aductor externo o varizante que en un grupo control (236). La disminución de la fuerza abductora de la cadera descrita en estos pacientes al bajar escaleras parece ser una adaptación para reducir el momento externo aductor de la rodilla en estos sujetos (215).

Pero por otro lado, y como se ha discutido anteriormente, un menor momento aductor significaría una menor sobrecarga en el compartimento tibial de la rodilla, lo que parece contrario a los hallazgos relativos a etiopatogenia y evolución de la gonartrosis hasta el momento y sugeriría una estrategia antiálgica y protectora de la articulación (236).

Las estrategias antiálgicas para disminuir la carga sobre el compartimento interno de la rodilla no han podido ser demostradas de forma experimental. Aunque se ha comprobado que el aumento de la amplitud del paso disminuye los momentos aductores en sujetos normales (287), el mismo efecto no se ha podido comprobar en pacientes con gonartrosis leve (268). Y a diferencia de lo que ocurre al subir escaleras, la estrategia de aumentar el ángulo de progresión del pie tampoco logra disminuir ninguno de los picos del momento aductor al bajar escaleras (224).

En resumen, el patrón de mayor afectación funcional, formado por los subgrupos *Traumatológica* y *Degenerativa* se caracteriza por alteraciones severas tanto al subir

como al bajar, mostrando disminución importante de los momentos para reducir las fuerzas que sufre la articulación afectada por la patología.

Sin embargo, aunque estos hallazgos complementan a los existentes sobre la afectación funcional que producen las patologías de rodilla, estos han de ser con precaución debido a las limitaciones del estudio, que se exponen a continuación y a la heterogeneidad de patologías existentes, imposibles de abarcar en nuestra investigación. Sería necesario llevar a cabo estudios de mayor magnitud con el fin de alcanzar conclusiones más específicas acerca de las diferentes patologías y sus estadios funcionales.

## **4.6. Limitaciones del estudio**

Las principales limitaciones del estudio son:

- Al no tratarse un estudio longitudinal no se puede determinar cómo afectan las alteraciones de manera temporal en las distintas patologías, por ejemplo, cómo evolucionan los parámetros durante el proceso de rehabilitación tras las intervenciones quirúrgicas.
- Al igual que en otros estudios, los sujetos del grupo control son incluidos sin verificación radiográfica, por lo que no se puede descartar que estén en estadios asintomáticos de patología degenerativa. Aunque un estudio realizado en varones en estadios I y II de gonartrosis concluye que no presentan diferencias significativas en la cinemática en el plano sagital (218), no es descartable que sí existan en el plano frontal, en las variables cinéticas o en la actividad de subir escaleras.
- No se incluyeron sujetos con patologías como artroplastias o amputados por la dificultad de reclutar sujetos con suficiente estado funcional como para realizar la prueba según el protocolo establecido, y con las garantías de seguridad adecuadas.
- La comparativa de los subgrupos con el grupo control tiene el sesgo de la diferencia de edades, ya que el grupo control tiene diferencias importantes con algunos de ellos. Si bien el efecto de la edad no se ha mostrado como un factor

significativo en el análisis de esta muestra, sí que podría serlo teniendo en cuenta la bibliografía que hay al respecto.

- La selección de los sujetos para los subgrupos se ha realizado mediante la observación de unos patrones, pero no existen unos criterios totalmente definidos para asignar a qué subgrupo corresponderían otras patologías. Los subgrupos, por tanto, incluían heterogeneidad de patologías y procedimientos quirúrgicos, que podrían afectar los comportamientos biomecánicos. No se han incluido ni analizado otros factores, como el estado funcional subjetivo, la condición física previa del sujeto o los factores psicosociales.
- No se ha estudiado el estado de la musculatura o la propiocepción del sujeto o el comportamiento muscular durante los gestos, lo cual sería de gran utilidad para estudiar las causas de las alteraciones observadas.
- La simplificación del modelo biomecánico de la rodilla difiere de la complejidad del movimiento en tres dimensiones real, pero el análisis biomecánico ha mostrado ser una buena herramienta para estimar la cinemática y cinética de la articulación.
- El modelo no tiene en cuenta la alineación del miembro del sujeto. Es decir, mide los movimientos que se producen a partir de la posición inicial, con lo que tendría mayor error, por ejemplo, en los ángulos en sujetos con recurvatum de rodilla.
- No se han estudiado la cinemática y cinética del tronco o del resto de las articulaciones de los miembros inferiores que intervienen en numerosas estrategias de compensación de las alteraciones biomecánicas producidas por la patología.
- La realización de las pruebas, especialmente de la de bajar escaleras parece influenciada por el uso del calzado, como se ha argumentado en esta discusión. Si bien utilizar un calzado es una condición más habitual en estas actividades, éste tiene un efecto protector por su amortiguación, lo que en ocasiones diluye las diferencias entre sujetos. Por ello se optó por realizar las pruebas con los sujetos descalzos.

- La restricción del movimiento del braceo natural al obligar al paciente a cruzar los brazos sobre el pecho podría alterar los resultados, especialmente en personas con mayor alteración funcional. Y es que el braceo es especialmente importante en el momento de apoyo unipodal, momento de mayor inestabilidad al reducirse la base de sustentación. Por ello, habrá una limitación para comparar los resultados con los de otros estudios, especialmente los del plano frontal, en el que la estabilidad juega un papel más importante.
- En la comparación con otros estudios hay que tener en cuenta siempre que los resultados son muy sensibles a las dimensiones de la escalera y las características de los sujetos como se ha mostrado, por ello, es interesante la comparativa realizada al poder comparar los distintos subgrupos con las mismas condiciones de estudio.
- Los estudios más recientes han utilizado la altura del sujeto para la normalización de los momentos articulares, ya que parece un factor que puede tener importancia en determinadas variables. No obstante, se consideró más conveniente normalizar por la altura de la rodilla en vez de por la altura total, ya que el estudio se realiza en el miembro inferior. En el estudio no se detectó la influencia del factor *Altura* como significativa, tras la normalización de los momentos. No obstante, es importante también tener en cuenta esta diferencia con otros estudios al compararlos.
- No se puede tampoco descartar que haya poca potencia estadística para algunas variables, especialmente al comparar subgrupos. Aun así, los resultados muestran diferencias significativas en gran número de variables. Sin embargo, de utilizar el criterio menos restrictivo de error alfa en 0,05 todas las diferencias con el GC en las variables de bajar escaleras en los subgrupos *Degenerativa* y *Traumatológica* habrían obtenido significación.

# 5. Conclusiones y líneas futuras

## 5.1. Conclusiones del estudio

Estas son las principales conclusiones que se pueden extraer del presente estudio:

- La metodología de valoración desarrollada permite valorar el comportamiento biomecánico de la rodilla en las actividades de subir y bajar escaleras. La inclusión tanto de variables cinéticas como cinemáticas tiene gran interés, ya que los momentos de fuerza durante el gesto son fundamentales para comprender los patrones de movimiento normal y alterado.
- El protocolo de medida utilizado, basado en estudios previos, es repetible y permite valorar a los sujetos con una funcionalidad elevada en las actividades de subir y bajar escaleras.
- No se han hallado diferencias relativas a los factores *Masa corporal*, *Altura*, *Sexo* y *Edad* en el patrón de movimiento de los sujetos sanos.
- Los resultados de la comparación de la realización de los gestos por parte de sujetos sanos y sujetos con patología de rodilla han mostrado diversas alteraciones biomecánicas que produce la patología en estas actividades.
- Se han observado diferencias significativas entre sujetos sanos y con patología de rodilla en los tiempos, ángulos articulares, fuerzas verticales de reacción y momentos en los planos sagital y frontal. Esta información es un apoyo al diagnóstico y valoración funcional de las patologías.
- El conjunto de variables que caracterizan el movimiento se ha reducido a cuatro factores principales en la prueba de subir escaleras y cinco para la de bajar. Este nuevo enfoque permite trabajar con un número reducido de variables independientes, lo que hace más fácil y comprensible la biomecánica del gesto y la afectación que producen las diversas patologías.
- Derivado del análisis del comportamiento de la rodilla en los diferentes grupos de patología, se observan distintos patrones de alteración funcional según la etiología de la misma. Se ha caracterizado el comportamiento biomecánico de

cuatro patrones diferenciados de movimiento para la realización de los gestos: *Meniscopatía, Ligamentoplastia, Femoropatelar y Elevada Alteración Funcional.*

## **5.2. Líneas futuras**

Con la aplicación de la infraestructura y metodología que se describe en la tesis y que permite un abordaje más funcional del movimiento humano, planteamos las siguientes posibilidades de actuación según orden de prioridad:

- Ampliar la aplicación de la metodología desarrollada al estudio a mayor número de muestra y a mayor variedad de patologías de la rodilla para describir las estrategias de movimiento dependiendo de la patología.
- Valorar a sujetos en distintos estadios de patología de manera longitudinal para observar la evolución que sufren los distintos factores y variables. De esta manera se podrán obtener los datos necesarios para desarrollar programas de prevención de lesiones debido al movimiento alterado que ha sido estudiado.
- Añadir al estudio de la patología de rodilla, variables relativas al movimiento del tronco, la pelvis, las caderas o los tobillos. De esta forma se podrían analizar con más detalle cuáles son las estrategias de compensación o si existe sobrecarga de otras articulaciones debido a las patologías.
- Completar el estudio de escaleras mediante la utilización de otras técnicas biomecánicas. La inclusión del estudio con EMG permitiría analizar la función muscular que genera las fuerzas y, en última instancia, el movimiento. La utilización de la dinamometría permitiría establecer la relación entre la fuerza muscular y la capacidad de los sujetos para realizar las actividades.
- Estudiar las estrategias de simulación o exageración para clasificar a los sujetos según su colaboración.
- Es necesario para comprobar la validez clínica del método establecer la correlación entre estado funcional y comportamiento biomecánico mediante el uso de escalas funcionales y de dolor.

- También se deben estudiar los criterios de clasificación de los sujetos con patología en los diferentes patrones.





# Bibliografía

1. Dufour M, Pillu M. Biomecánica funcional: miembros, cabeza, tronco : bases anatómicas, estabilidad, movilidad, tensiones. Madrid: Elsevier España; 2006.
2. Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations - update 2010. *North Am J Sports Phys Ther NAJSPT*. 2010; 5(4): 234-51.
3. Alfonso VS. Cirugía de la rodilla: conceptos actuales y controversias. Madrid: Ed. Médica Panamericana; 1995.
4. Batlle-Gualda E. Estudio ArtRoCad: evaluación de la utilización de los recursos sanitarios y la repercusión socioeconómica de la artrosis de rodilla y cadera. Presentación de resultados preliminares. *Rev Esp Reumatol*. 32(1) :22-7.
5. Gage BE, McIlvain NM, Collins CL, Fields SK, Comstock RD. Epidemiology of 6.6 million knee injuries presenting to United States emergency departments from 1999 through 2008. *J Soc Acad Emerg Med*. 2012; 19(4): 378-85.
6. Bernard-Pineda M, de las Heras-Sotos J, Garcés-Puentes MV. Calidad de vida en pacientes con artrosis de rodilla y/o cadera. *Rev Esp Cir Ort Traum*; 58(5): 283-289.
7. Frontera W. R. *Exercise in Rehabilitation Medicine*. 2ª Ed. New York: Human Kinetics Publishers; 2005.
8. DeLisa JA, Gans BM, Walsh NE. *Physical Medicine and Rehabilitation: Principles and Practice*. Vol 2. New York: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.
9. Csintalan RP, Inacio MCS, Funahashi TT. Incidence Rate of Anterior Cruciate Ligament Reconstructions. *Perm J*. 2008; 12(3): 17-21.
10. Asociación Española de Artroscopia (AEA). Informe sobre el perfil de la cirugía artroscópica en España. *Cuad Artrosc*. 2001; 8 (1): 10-21.

11. Nebelung W, Wuschech H. Thirty-five years of follow-up of anterior cruciate ligament-deficient knees in high-level athletes. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg* 2005; 21(6): 696-702.
12. Carmona L, Ballina J, Gabriel R, Laffon A, EPISER Study Group. The burden of musculoskeletal diseases in the general population of Spain: results from a national survey. *Ann Rheum Dis*. 2001; 60(11): 1040-5.
13. Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis*. 1957; 16(4): 494-502.
14. Lohmander LS, Östenberg A, Englund M, Roos H. High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis Rheum*. 2004; 50(10): 3145-52.
15. Porat A von, Roos EM, Roos H. 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*. 2004; 63(3): 269-73.
16. Sánchis Alfonso V. Dolor anterior de rodilla e inestabilidad rotuliana en el paciente joven. Madrid. Ed. Médica Panamericana; 2003.
17. GlobalData. EpiCast Report: Osteoarthritis- Epidemiology Forecast to 2024. ReportsnReports [Internet]. 2015 [citado 13 de julio de 2016]. Disponible en: <http://www.reportsnreports.com/reports/443599-epicast-report-osteoarthritis-epidemiology-forecast-to-2024.html>
18. Hossain F, Patel S, Haddad FS. Midterm assessment of causes and results of revision total knee arthroplasty. *Clin Orthop*. 2010; 468(5): 1221-8.
19. Garrido Jaén JD. La valoración funcional. Aplicaciones en el ámbito de la discapacidad y el daño corporal. Modelo de transferencia tecnológica de laboratorios de valoración de la discapacidad y del daño corporal [tesis doctoral]. Valencia: Universidad Politécnica de Valencia; 2012

20. Viosca E, Prat J, Soler C, Peydro MF, Garcés L, Vivas MJ, *et al.* Valoración Funcional. Cuadernos de Biomecánica. Valencia: Instituto de Biomecánica. 2012.
21. Ayala F, Sainz de Baranda P, de Ste Croix M, Santonja F. Validez y fiabilidad de los ratios de fuerza isocinética para la estimación de desequilibrios musculares. *Apunts Med LEsport Castell.* 2012; 47(176): 131-42.
22. Olmo J, Castilla N. Explosive strength-related isokinetic parameters in high-level sprinters and long-distance runners: The relative power index. *Isokinet Exerc Sci.* 2005; 13(4): 243-9.
23. Cachafeiro JA. Ecografía del aparato locomotor. *Rehabilitación (Madr).* 2005; 39(6): 277-87.
24. Shores JT, Demehri S, Chhabra A. Kinematic «4 Dimensional» CT Imaging in the Assessment of Wrist Biomechanics Before and After Surgical Repair. *Eplasty.* 2013 ;13: Feb 23 [Epub ahead of print].
25. Guillén García P. El condrocito, una oportunidad terapéutica en traumatología y cirugía ortopédica. Madrid: Clínica CEMTRO; 2013.
26. Peat G, Thomas E, Duncan R, Wood L, Wilkie R, Hill J, *et al.* Estimating the probability of radiographic osteoarthritis in the older patient with knee pain. *Arthritis Rheum.* 2007; 57(5): 794-802.
27. Collins NJ, Misra D, Felson DT, Crossley KM, Roos EM. Measures of Knee Function. *Arthritis Care Res.* 2011;63(11): 208-28.
28. Blanco IS. Manual SERMEF de rehabilitación y medicina física. Madrid: Ed. Médica Panamericana; 2006.
29. Rowe PJ, Myles CM, Walker C, Nutton R. Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: how much knee motion is sufficient for normal daily life? *Gait Posture.* 2000;12(2):143-55.
30. Christiansen CL, Bade MJ, Paxton RJ, Stevens-Lapsley JE. Measuring movement symmetry using tibial-mounted accelerometers for people recovering from total knee arthroplasty. *Clin Biomech.* 2015; 30(7): 732-7.

31. Staab W, Hottowitz R, Sohns C, Sohns JM, Gilbert F, Menke J, *et al.* Accelerometer and Gyroscope Based Gait Analysis Using Spectral Analysis of Patients with Osteoarthritis of the Knee. *J Phys Ther Sci.* 2014; 26(7): 997-1002.
32. Shull PB, Jirattigalachote W, Hunt MA, Cutkosky MR, Delp SL. Quantified self and human movement: A review on the clinical impact of wearable sensing and feedback for gait analysis and intervention. *Gait Posture.* 2014; 40(1): 11-9.
33. Lohse K, Shirzad N, Verster A, Hodges N, Van der Loos HFM. Video games and rehabilitation: using design principles to enhance engagement in physical therapy. *J Neurol Phys Ther.* 2013; 37(4): 166-75.
34. Huesa Jiménez F, García Díaz J, Montes JV. Dinamometría isocinética. *Rehabilitación (Madr).* 2005; 39(6): 288-96.
35. Wright RW. Knee injury outcomes measures. *J Am Acad Orthop Surg.* 2009; 17(1): 31-9.
36. Bellamy N, Buchanan WW, Goldsmith CH, Campbell J, Stitt LW. Validation study of WOMAC: a health status instrument for measuring clinically important patient relevant outcomes to antirheumatic drug therapy in patients with osteoarthritis of the hip or knee. *J Rheumatol.* 1988; 15(12): 1833-40.
37. Escobar A, Quintana JM, Bilbao A, Azkárate J, Güenaga JI. Validation of the Spanish Version of the WOMAC Questionnaire for Patients with Hip or Knee Osteoarthritis. *Clin Rheumatol.* 2002; 21(6): 466-71.
38. Vaquero J, Longo UG, Forriol F, Martinelli N, Vethencourt R, Denaro V. Reliability, validity and responsiveness of the Spanish version of the Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS) in patients with chondral lesion of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc Off J ESSKA.* 2014; 22(1): 104-8.
39. Lysholm J, Gillquist J. Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. *Am J Sports Med.* 1982; 10(3): 150-4.

40. Higgins LD, Taylor MK, Park D, Ghodadra N, Marchant M, Pietrobon R, et al. Reliability and validity of the International Knee Documentation Committee (IKDC) Subjective Knee Form. *Jt Bone Spine Rev Rhum.* 2007; 74(6): 594-9.
41. Hambly K, Griva K. IKDC or KOOS: which one captures symptoms and disabilities most important to patients who have undergone initial anterior cruciate ligament reconstruction? *Am J Sports Med.* 2010; 38(7): 1395-404.
42. Castellet Feliu E, Vidal N, Conesa X. Escalas de valoración en cirugía ortopédica y traumatología. *Trauma Fund MAPFRE.* 2010; 21 Sup 1: 34-43.
43. Reilly DT, Martens M. Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthop Scand.* 1972; 43(2): 126-37.
44. Ramanathan NL, Kamon E. The Application of Stair climbing to Ergometry. *Ergonomics.* 1974; 17(1): 13-22.
45. Fleischmann KR. Cadaver Use and Coping Mechanisms in a Biomechanics Laboratory. *J Death Dying.* 2003; 46(2): 117-35.
46. Anderson MC, Brown NAT, Bachus KN, Macwilliams BA. A cadaver knee simulator to evaluate the biomechanics of rectus femoris transfer. *Gait Posture.* 2009; 30(1): 87-92.
47. Baldwin MA, Clary C, Maletsky LP, Rullkoetter PJ. Verification of predicted specimen-specific natural and implanted patellofemoral kinematics during simulated deep knee bend. *J Biomech.* 1 2009; 42(14): 2341-8.
48. Zatsiorsky VM. *Kinetics of Human Motion.* New York: Human Kinetics; 2002.
49. Van den Noort J, Van der Esch M, Steultjens MP, Dekker J, Schepers M, Veltink PH, *et al.* Influence of the instrumented force shoe on gait pattern in patients with osteoarthritis of the knee. *Med Biol Eng Comput.* 2011; 49(12): 1381-92.
50. Belmonte R, Tejero M, Aguirrezabal A, Boza R, Guillén A, Escalada F. Análisis de la marcha a los 6 meses de una prótesis total de rodilla: evolución y correlación con variables clínicas. *Rehabilitación (Madr).* 2010; 44(2): 130-6.

51. Sutherland DH. The evolution of clinical gait analysis. Part II kinematics. *Gait Posture*. 2002; 16(2): 159-79.
52. Kiss RM, Kocsis L, Knoll Z. Joint kinematics and spatial–temporal parameters of gait measured by an ultrasound-based system. *Med Eng Phys*. 2004; 26(7): 611-20.
53. Grood ES, Suntay WJ. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng*. 1983; 105(2): 136-44.
54. Page A, Candelas P, Belmar F. Application of video photogrammetry to analyse mechanical systems in the undergraduate physics laboratory. *Eur J Phys*. 2006; 27(3): 647.
55. Cappozzo A, Catani F, Leardini A, Benedetti MG, Croce UD. Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. *Clin Biomech Bristol Avon*. 1996; 11(2): 90-100.
56. Chiari L, Croce UD, Leardini A, Cappozzo A. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors. *Gait Posture*. 2005; 21(2): 197-211.
57. Contini R, Drillis RJ, Bluestein M. Determination of body segments and parameters. *Hum Factors*. 1963; 5: 493-504.
58. Drillis R, Contini R, Bluestein M. Body segment parameters; a survey of measurement techniques. *Artif Limbs*. 1964; 8: 44-66.
59. Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJ, Kalenak A. Three-dimensional kinematics of the human knee during walking. *J Biomech*. 1992; 25(4): 347-57.
60. Andriacchi TP, Andersson GB, Fermier RW, Stern D, Galante JO. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am*. 1980; 62(5): 749-57.

61. Ehara Y, Fujimoto H, Miyazaki S, Mochimaru M, Tanaka S, Yamamoto S. Comparison of the performance of 3D camera systems II. *Gait Posture*. 1997; 5(3): 251-5.
62. Wu G, Siegler S, Allard P, Kirtley C, Leardini A, Rosenbaum D, *et al.* ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *J Biomech*. 2002; 35(4): 543-8.
63. Evans JN. Investigation of the Sources of Error and Variability of On-line Motion Analysis [tesis doctoral]. Otago. University of Otago; 2013.
64. Ortigosa NM i, Rey F, Romero D, Gual G, Tutusaus LC, Germán A. Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunts Med Esport*. 2010; 45(166): 8-12.
65. Góngora García LH, Rosales García CM, González Fuentes I, Pujals Victoria N. Articulación de la rodilla y su mecánica articular. *Medisan*. 2003. 7(2); 100-9.
66. F Forriol Campos. El cartílago articular: aspectos mecánicos y su repercusión en la reparación tisular. *Rev Esp Cir Ortopédica Traumatol*. 2002; 46(5): 380-39.
67. Jiménez Collado J., Guillém García P., Sobrado Pérez J. Rodilla: Morfogénesis, Anatomía clínica y Vías de acceso. Madrid: MAPFRE; 1994.
68. Kapandji A. I. Fisiología articular II: Miembro inferior. Vol 2. 6ª Ed. Madrid: Panamericana. 2010
69. Madeti BK, Chalamalasetti SR, Pragada, Sivarao B. Biomechanics of knee joint — A review. *Front Mech Eng*. 2015; 10(2): 176-86.
70. Senter C, Hame SL. Biomechanical analysis of tibial torque and knee flexion angle: implications for understanding knee injury. *Sports Med Auckl NZ*. 2006; 36(8): 635-41.
71. Escamilla RF, Zheng N, Macleod TD, Brent Edwards W, Imamura R, Hreljac A, *et al.* Patellofemoral Joint Force and Stress during the Wall Squat and One-Leg Squat: *Med Sci Sports Exerc*. 2009; 41(4): 879-88.

72. Sanjuan Cerveró R, Jiménez Honrado PJ, Gil Monzó ER, Sánchez Rodríguez RJ, Fenollosa Gómez J. Biomecánica de la Rodilla. *Patol Apar Locomot*. 2005; 3(3): 189-200.
73. Gollehon DL, Torzilli PA, Warren RF. The role of the posterolateral and cruciate ligaments in the stability of the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am*. 1987; 69(2): 233-42.
74. Gottschall JS, Okita N, Sheehan RC. Muscle activity patterns of the tensor fascia latae and adductor longus for ramp and stair walking. *J Electromyogr Kinesiol*. 2012; 22(1): 67-73.
75. Paterno MV, Hewett TE. Biomechanics of Multi-ligament Knee Injuries (MLKI) and Effects on Gait. *North Am J Sports Phys Ther NAJSPT*. 2008; 3(4): 234-41.
76. Andersen HN, Dyhre-Poulsen P. The anterior cruciate ligament does play a role in controlling axial rotation in the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1997; 5(3): 145-9.
77. Noyes FR, Mooar PA, Matthews DS, Butler DL. The symptomatic anterior cruciate-deficient knee. Part I: the long-term functional disability in athletically active individuals. *J Bone Joint Surg Am*. 1983; 65(2): 154-62.
78. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, *et al*. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med*. 2005; 33(4): 492-501.
79. Olsen O-E, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med*. 2004; 32(4): 1002-12.
80. Ortiz A, Olson S, Trudelle-Jackson E, Rosario M, Venegas HL. Landing Mechanics During Side Hopping and Crossover Hopping Maneuvers in Noninjured Women and Women With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *PM R*. 2011; 3(1): 13-20.



81. Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing ACL Injuries: Current Biomechanical and Epidemiologic Considerations - Update 2010. *North Am J Sports Phys Ther.* 2010; 5(4): 234-51.
82. Amis AA, Bull AMJ, Gupte CM, Hijazi I, Race A, Robinson JR. Biomechanics of the PCL and related structures: posterolateral, posteromedial and menisofemoral ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003; 11(5): 271-81.
83. Li G, Gill TJ, DeFrate LE, Zayontz S, Glatt V, Zarins B. Biomechanical consequences of PCL deficiency in the knee under simulated muscle loads--an in vitro experimental study. *J Orthop Res.* 2002; 20(4): 887-92.
84. Miralles Marrero, R. C., Puig Conillera M. *Biomecánica Clínica del Aparato Locomotor.* Masson; 2000.
85. Latarjet M, Liard AR. *Anatomía humana.* Ed. Médica Panamericana; 2005.
86. McGinty G, Irrgang JJ, Pezzullo D. Biomechanical considerations for rehabilitation of the knee. *Clin Biomech.* 2000; 15(3): 160-6.
87. Nordin M, Frankel VH. *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System.* Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
88. Dhaher YY, Francis MJ. Determination of the abduction-adduction axis of the knee. 2006; 24(12): 2187-200.
89. Zhang LQ, Wang G. Dynamic and static control of the human knee joint in abduction-adduction. *J Biomech.* 2001; 34(9): 1107-15.
90. Voegeli AV. *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor.* Springer Science & Business Media; 2001.
91. Hurwitz DE, Ryals AB, Case JP, Block JA, Andriacchi TP. The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *J Orthop Res.* 2002; 20(1): 101-7.

92. Wren TAL, Gorton GE, Öunpuu S, Tucker CA. Efficacy of clinical gait analysis: A systematic review. *Gait Posture*. 2011; 34(2): 149-53.
93. Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. SLACK; 1992.
94. Thelen DG, Won Choi K, Schmitz AM. Co-simulation of neuromuscular dynamics and knee mechanics during human walking. *J Biomech Eng*. 2014; 136(2): 210-33.
95. Stief F, Böhm H, Dussa CU, Multerer C, Schwirtz A, Imhoff AB, *et al*. Effect of lower limb malalignment in the frontal plane on transverse plane mechanics during gait in young individuals with varus knee alignment. *The Knee*. 2014; 21(3): 688-93.
96. Perrin DH. Research and clinical applications of assessing balance. *J Sport Rehabil*. 1996; 4(5): 45-63.
97. Novacheck null. The biomechanics of running. *Gait Posture*. 1998; 7(1): 77-95.
98. Mann RA, Hagy J. Biomechanics of walking, running, and sprinting. *Am J Sports Med*. 1980; 8(5): 345-50.
99. Ferber R, McClay Davis I, Williams DS. Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin Biomech*. 2003; 18(4): 350-7.
100. Brown TN, McLean SG, Palmieri-Smith RM. Associations between lower limb muscle activation strategies and resultant multi-planar knee kinetics during single leg landings. *J Sci Med Sport*. 2014; 17(4): 408-13.
101. Escamilla RF. Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 2001; 33(1): 127-41.
102. Sanchis-Alfonso V, Baydal-Bertomeu J-M, Castelli A, Montesinos-Berry E, Marín-Roca S, Garrido-Jaén J-D. Evaluation of the Pivot-Shift Phenomenon with Use of Kinetic AnalysisA Preliminary Study. *J Bone*. 2011; 93(13): 1256-67.

103. Castelli A. Análisis de la estabilidad rotacional de la Rodilla: Desarrollo de una metodología de valoración [trabajo fin de máster]. Valencia. Universidad Politécnica de Valencia. 2013.
104. Costigan PA, Deluzio KJ, Wyss UP. Knee and hip kinetics during normal stair climbing. *Gait Posture*. 2002; 16(1): 31-7.
105. Livingston LA, Stevenson JM, Olney SJ. Stairclimbing kinematics on stairs of differing dimensions. *Arch Phys Med Rehabil*. 1991; 72(6): 398-402.
106. Stacoff A, Diezi C, Luder G, Stüssi E, Kramers-de Quervain IA. Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. *Gait Posture*. 2005; 21(1): 24-38.
107. Hinman RS, Payne C, Metcalf BR, Wrigley TV, Bennell KL. Lateral wedges in knee osteoarthritis: What are their immediate clinical and biomechanical effects and can these predict a three-month clinical outcome? *Arthritis Care Res*. 2008; 59(3): 408-15.
108. Riener R, Rabuffetti M, Frigo C. Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait Posture*. 2002; 15(1): 32-44.
109. Spanjaard M, Reeves ND, Dieën JH van, Baltzopoulos V, Maganaris CN. Lower-limb biomechanics during stair descent: influence of step-height and body mass. *J Exp Biol*. 2008; 211(9): 1368-75.
110. McFadyen BJ, Winter DA. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *J Biomech*. 1988; 21(9): 733-44.
111. Nerín Ballabriga S. Analisis biomecanico de la marcha en escalera. [tesis doctoral]. Zaragoza: Universidad de Zaragoza; 1996.
112. Wilken JM, Sinitski EH, Bagg EA. The role of lower extremity joint powers in successful stair ambulation. *Gait Posture*. 2011; 34(1): 142-4.
113. Zachazewski JE, Riley PO, Krebs DE. Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects. *J Rehabil Res Dev*. 1993; 30(4): 412-22.

114. Wyatt JP, Beard D, Busuttil A. Fatal falls down stairs. *Injury*. 1999; 30(1): 31-4.
115. Hamel KA, Okita N, Higginson JS, Cavanagh PR. Foot clearance during stair descent: effects of age and illumination. *Gait Posture*. 2005; 21(2): 135-40.
116. Benedetti MG, Berti L, Maselli S, Mariani G, Giannini S. How do the elderly negotiate a step? A biomechanical assessment. *Clin Biomech*. 2007; 22(5): 567-73.
117. Bertuccio M, Cesari P. Dimensional analysis and ground reaction forces for stair climbing: Effects of age and task difficulty. *Gait Posture*. 2009; 29(2): 326-31.
118. Spanjaard M, Reeves ND, van Dieën JH, Baltzopoulos V, Maganaris CN. Influence of gait velocity on gastrocnemius muscle fascicle behaviour during stair negotiation. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009; 19(2): 304-13.
119. Englund M, Lohmander LS. Risk factors for symptomatic knee osteoarthritis fifteen to twenty-two years after meniscectomy. *Arthritis Rheum*. 2004; 50(9): 2811-9.
120. Durand A, Richards CL, Malouin F, Bravo G. Motor recovery after arthroscopic partial meniscectomy. Analyses of gait and the ascent and descent of stairs. *J Bone Jt Surg*. 1993; 75(2): 202-14.
121. Hall M, Wrigley TV, Metcalf BR, Hinman RS, Dempsey AR, Mills PM, *et al*. A longitudinal study of strength and gait after arthroscopic partial meniscectomy. *Med Sci Sports Exerc*. 2013; 45(11): 2036-43.
122. Edd SN, Netravali NA, Favre J, Giori NJ, Andriacchi TP. Alterations in knee kinematics after partial medial meniscectomy are activity dependent. *Am J Sports Med*. 2015; 43(6): 1399-407.
123. Sturnieks DL, Besier TF, Mills PM, Ackland TR, Maguire KF, Stachowiak GW, *et al*. Knee joint biomechanics following arthroscopic partial meniscectomy. *J Orthop Res*. 2008; 26(8): 1075-80.
124. Keays SL, Sayers M, Mellifont DB, Richardson C. Tibial displacement and rotation during seated knee extension and wall squatting: a comparative study of

- tibiofemoral kinematics between chronic unilateral anterior cruciate ligament deficient and healthy knees. *The Knee*. 2013; 20(5): 346-53.
125. Shabani B, Bytyqi D, Lustig S, Cheze L, Bytyqi C, Neyret P. Gait changes of the ACL-deficient knee 3D kinematic assessment. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2014; 23(11): 3259-65.
  126. Andriacchi TP, Mündermann A, Smith RL, Alexander EJ, Dyrby CO, Koo S. A framework for the in vivo pathomechanics of osteoarthritis at the knee. *Ann Biomed Eng*. 2004; 32(3): 447-57.
  127. Berchuck M, Andriacchi TP, Bach BR, Reider B. Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am*. 1990; 72(6): 871-7.
  128. Bulgheroni P, Bulgheroni MV, Andrini L, Guffanti P, Giughello A. Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 1997; 5(1): 14-21.
  129. Oiestad BE, Holm I, Aune AK, Gunderson R, Myklebust G, Engebretsen L, *et al*. Knee function and prevalence of knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective study with 10 to 15 years of follow-up. *Am J Sports Med*. 2010; 38(11): 2201-10.
  130. Meuffels DE, Poldervaart MT, Diercks RL, Fievez AW, Patt TW, van Hart CP, *et al*. Guideline on anterior cruciate ligament injury. *Acta Orthop*. 2012; 83(4): 379-86.
  131. Bennell KL, Bowles K-A, Wang Y, Cicuttini F, Davies-Tuck M, Hinman RS. Higher dynamic medial knee load predicts greater cartilage loss over 12 months in medial knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis*. 2011; 70(10): 1770-4.
  132. Papannagari R, Gill TJ, Defrate LE, Moses JM, Petruska AJ, Li G. In vivo kinematics of the knee after anterior cruciate ligament reconstruction: a clinical and functional evaluation. *Am J Sports Med*. 2006; 34(12): 2006-12.

133. Scanlan SF, Chaudhari AMW, Dyrby CO, Andriacchi TP. Differences in tibial rotation during walking in ACL reconstructed and healthy contralateral knees. *J Biomech.* 2010;43(9): 1817-22.
134. Gokeler A, Benjaminse A, van Eck CF, Webster KE, Schot L, Otten E. Return of normal gait as an outcome measurement in ACL-reconstructed patients. A systematic review. *Int J Sports Phys Ther.* 2013;8(4): 441-51.
135. Wang W, Cui D, Zhao D, Li R, Liu Y, Yang S. [Gait analysis after anterior cruciate ligament reconstruction with different methods]. *Zhonghua Yi Xue Za Zhi.* 2010; 90(1): 10-4.
136. Bush-Joseph CA, Hurwitz DE, Patel RR, Bahrani Y, Garretson R, Bach BR, *et al.* Dynamic function after anterior cruciate ligament reconstruction with autologous patellar tendon. *Am J Sports Med.* 2001; 29(1): 36-41.
137. Webster KE, Wittwer JE, O'Brien J, Feller JA. Gait patterns after anterior cruciate ligament reconstruction are related to graft type. *Am J Sports Med.* febrero de 2005; 33(2): 247-54.
138. Hooper DM, Morrissey MC, Drechsler WI, Clark NC, Coutts FJ, McAuliffe TB. Gait analysis 6 and 12 months after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. *Clin Orthop.* 2002; 403: 168-78.
139. Webster KE, Feller JA. The knee adduction moment in hamstring and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012; 20(11): 2214-9.
140. Zabala ME, Favre J, Scanlan SF, Donahue J, Andriacchi TP. Three-dimensional knee moments of ACL reconstructed and control subjects during gait, stair ascent, and stair descent. *J Biomech.* 2013; 46(3): 515-20.
141. Butler RJ, Minick KI, Ferber R, Underwood F. Gait mechanics after ACL reconstruction: implications for the early onset of knee osteoarthritis. *Br J Sports Med.* 2009; 43(5): 366-70.

142. Tashman S, Collon D, Anderson K, Kolowich P, Anderst W. Abnormal rotational knee motion during running after anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 2004; 32(4): 975-83.
143. M. Henriksen RSH. Rotational knee load predicts cartilage loss over 12 months in knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2012; 20: 17–8.
144. Scanlan SF, Chaudhari AMW, Dyrby CO, Andriacchi TP. Differences in tibial rotation during walking in ACL reconstructed and healthy contralateral knees. *J Biomech.* 2010; 43(9): 1817-22.
145. Chaudhari AMW, Briant PL, Bevill SL, Koo S, Andriacchi TP. Knee Kinematics, Cartilage Morphology, and Osteoarthritis after ACL Injury: *Med Sci Sports Exerc.* 2008; 40(2): 215-22.
146. Marks PH, Donaldson MLC. Inflammatory cytokine profiles associated with chondral damage in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *Arthrosc J Arthrosc Relat Surg.* 2005; 21(11): 1342-7.
147. Gao B, Cordova ML, Nigel Zheng N. Three-dimensional joint kinematics of ACL-deficient and ACL-reconstructed knees during stair ascent and descent. *Hum Mov Sci.* 2012; 31(1): 222-35.
148. Buff HU, Jones LC, Hungerford DS. Experimental determination of forces transmitted through the patello-femoral joint. *J Biomech.* 1988; 21(1): 17-23.
149. Dvir Z, Halperin N, Shklar A, Robinson D. Quadriceps function and patellofemoral pain syndrome. Part II: the break phenomenon during eccentric activity. *Isokinet Exerc Sci.* 1991; 1(1): 31–35.
150. Boling MC, Padua DA, Alexander Creighton R. Concentric and Eccentric Torque of the Hip Musculature in Individuals With and Without Patellofemoral Pain. *J Athl Train.* 2009; 44(1): 7-13.
151. Cowan SM, Bennell KL, Hodges PW, Crossley KM, McConnell J. Delayed onset of electromyographic activity of vastus medialis obliquus relative to vastus

- lateralis in subjects with patellofemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001; 82(2): 183-9.
152. Paoloni M, Mangone M, Fratocchi G, Murgia M, Maria Saraceni V, Santilli V. Kinematic and kinetic features of normal level walking in patellofemoral pain syndrome: More than a sagittal plane alteration. *J Biomech.* 2010; 43(9): 1794-8.
  153. Andriacchi TP, Andersson GB, Fermier RW, Stern D, Galante JO. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. *J Bone Joint Surg Am.* 1980; 62(5): 749-57.
  154. Aminaka N, Pietrosimone BG, Armstrong CW, Meszaros A, Gribble PA. Patellofemoral pain syndrome alters neuromuscular control and kinetics during stair ambulation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011; 21(4): 645-51.
  155. Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral joint stress during stair ascent and descent in persons with and without patellofemoral pain. *Gait Posture.* 2002; 16(2): 115-23.
  156. Salsich GB, Brechter JH, Powers CM. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech.* 2001; 16(10): 906-12.
  157. Reis JG, Costa GC, Cliquet Júnior A, Piedade SR. Kinematic analysis of the knee when climbing up/down stairs in patellofemoral instability. *Acta Ortop Bras.* 2009; 17(3): 152-4.
  158. Hyun BY, Wan H sang. Surface EMG analysis of quadriceps muscle during isokinetic exercise in patients with patellofemoral pain syndrome. *J Coach Dev.* 2007; 9(1): 157-64.
  159. Anderson G, Herrington L. A comparison of eccentric isokinetic torque production and velocity of knee flexion angle during step down in patellofemoral pain syndrome patients and unaffected subjects. *Clin Biomech.* 2003; 18(6): 500-4.



160. Hunt MA. Knee OA: The evidence for gait modification. Lower Extremity Review Magazine [Revista de internet]. 2012 [citado 9 de septiembre de 2014]. Disponible en: <http://lermagazine.com/article/knee-oa-the-evidence-for-gait-modification>
161. Sharma L. The role of varus and valgus alignment in knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2007; 56(4): 1044-7.
162. Gangeddula V. Knee Joint Biomechanics in People with Medial Compartment Knee Osteoarthritis [tesis doctoral]. Kingston, Canada: Queen's University (Kingston, Ont.); 2009.
163. Hortobágyi T, Garry J, Holbert D, Devita P. Aberrations in the control of quadriceps muscle force in patients with knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2004; 51(4): 562-9.
164. Amin S, Baker K, Niu J, Clancy M, Goggins J, Guermazi A, *et al.* Quadriceps Strength and the Risk of Cartilage Loss and Symptom Progression in Knee Osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2009; 60(1): 189-98.
165. Segal NA, Torner JC, Felson D, Niu J, Sharma L, Lewis CE, *et al.* Effect of thigh strength on incident radiographic and symptomatic knee osteoarthritis in a longitudinal cohort. *Arthritis Care Res.* 2009; 61(9): 1210-7.
166. Maly MR, Culham EG, Costigan PA. Static and dynamic biomechanics of foot orthoses in people with medial compartment knee osteoarthritis. *Clin Biomech Bristol Avon.* 2002; 17(8): 603-10.
167. Stauffer RN, Chao EY, Györy AN. Biomechanical gait analysis of the diseased knee joint. *Clin Orthop.* 1977; 126: 246-55.
168. Sánchez-Lacuesta, J, Hoyos, J.V., Viosca, E., Soler Gracia, C., Comín, M., Lafuente, R., *et al.* Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Valencia: IBV; 1999.

169. Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ. Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *J Orthop Res Off Publ Orthop Res Soc.* 2008; 26(3): 332-41.
170. Baliunas AJ, Hurwitz DE, Ryals AB, Karrar A, Case JP, Block JA, *et al.* Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2002; 10(7): 573-9.
171. Hurwitz DE, Ryals AB, Case JP, Block JA, Andriacchi TP. The knee adduction moment during gait in subjects with knee osteoarthritis is more closely correlated with static alignment than radiographic disease severity, toe out angle and pain. *J Orthop Res.* 2002; 20(1): 101-7.
172. Amin S, Luepongsak N, McGibbon CA, LaValley MP, Krebs DE, Felson DT. Knee adduction moment and development of chronic knee pain in elders. *Arthritis Care Res.* 2004; 51(3): 371-6.
173. Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. *Ann Rheum Dis.* 2002; 61(7): 617-22.
174. Trepczynski A, Kutzner I, Bergmann G, Taylor WR, Heller MO. Modulation of the relationship between external knee adduction moments and medial joint contact forces across subjects and activities. *Arthritis Rheumatol.* 2014; 66(5): 1218-27.
175. Alshawabka AZ, Liu A, Tyson SF, Jones RK. The use of a lateral wedge insole to reduce knee loading when ascending and descending stairs in medial knee osteoarthritis patients. *Clin Biomech.* 2014; 29(6): 650-6.
176. Chang AH, Moisio KC, Chmiel JS, Eckstein F, Guermazi A, Prasad PV, *et al.* External knee adduction and flexion moments during gait and medial tibiofemoral disease progression in knee osteoarthritis. *Osteoarthr Cartil.* 2015; 23(7): 1099-106.

177. Kiliçoğlu O, Dönmez A, Karagülle Z, Erdoğan N, Akalan E, Temelli Y. Effect of balneotherapy on temporospatial gait characteristics of patients with osteoarthritis of the knee. *Rheumatol Int.* 2010; 30(6): 739-47.
178. Al-Zahrani KS, Bakheit AMO. A study of the gait characteristics of patients with chronic osteoarthritis of the knee. *Disabil Rehabil.* 2002; 24(5): 275-80.
179. Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M, An KN. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech.* 2001; 34(7): 907-15.
180. Andrews M, Noyes FR, Hewett TE, Andriacchi TP. Lower limb alignment and foot angle are related to stance phase knee adduction in normal subjects: A critical analysis of the reliability of gait analysis data. *J Orthop Res.* 1996; 14(2): 289-95.
181. Wang JW, Kuo KN, Andriacchi TP, Galante JO. The influence of walking mechanics and time on the results of proximal tibial osteotomy. *J Bone Joint Surg Am.* 1990; 72(6): 905-9.
182. Levinger P, Menz HB, Morrow AD, Bartlett JR, Feller JA, Bergman NR. Relationship between foot function and medial knee joint loading in people with medial compartment knee osteoarthritis. *J Foot Ankle Res.* 2013; 6(1): 1-9.
183. Chang A, Hayes K, Dunlop D, Song J, Hurwitz D, Cahue S, *et al.* Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. *Arthritis Rheum.* 2005; 52(11): 3515-9.
184. Henriksen M, Creaby MW, Lund H, Juhl C, Christensen R. Is there a causal link between knee loading and knee osteoarthritis progression? A systematic review and meta-analysis of cohort studies and randomised trials. *BMJ Open* [Revista de Internet]. 2014 [citado 24 de abril de 2015]; 4(7). Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4120424/>
185. Orishimo KF, Kremenic IJ, Deshmukh AJ, Nicholas SJ, Rodriguez JA. Does Total Knee Arthroplasty Change Frontal Plane Knee Biomechanics During Gait? *Clin Orthop Relat Res.* 2011; 470(4): 1171-6.

186. Zeni JA, Snyder-Mackler L. Early Postoperative Measures Predict 1- and 2-Year Outcomes After Unilateral Total Knee Arthroplasty: Importance of Contralateral Limb Strength. *Phys Ther.* 2010; 90(1): 43-54.
187. Aldridge JM, Sturdy JT, Wilken JM. Stair ascent kinematics and kinetics with a powered lower leg system following transtibial amputation. *Gait Posture.* 2012; 36(2): 291-5.
188. Peer MA, Lane J. The Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS): a review of its psychometric properties in people undergoing total knee arthroplasty. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013; 43(1): 20-8.
189. Standifird TW, Cates HE, Zhang S. Stair Ambulation Biomechanics Following Total Knee Arthroplasty: A Systematic Review. *J Arthroplasty.* 2014; 29(9): 1857-62.
190. Van Iersel MB, Olde Rikkert MGM, Mulley GP. Is stair negotiation measured appropriately in functional assessment scales? *Clin Rehabil.* 2003; 17(3): 325-33.
191. Herman T, Inbar-Borovsky N, Brozgol M, Giladi N, Hausdorff JM. The Dynamic Gait Index in healthy older adults: The role of stair climbing, fear of falling and gender. *Gait Posture.* 2009; 29(2): 237-41.
192. Carod V. Control estadístico de la calidad. Servicio de publicaciones de la Universidad Politécnica de Valencia; 1998.
193. Lachenbruch PA, Goldstein M. Discriminant Analysis. *Biometrics.* 1979; 35(1): 69-85.
194. World Medical Association. Declaration of Helsinki. Ethical principles for medical research involving human subjects. *Bull World Health Organ.* 2001; 79(4): 373-4.
195. Yu B, Kienbacher T, Growney ES, Johnson ME, An KN. Reproducibility of the kinematics and kinetics of the lower extremity during normal stair-climbing. *J Orthop Res.* 1997; 15(3): 348-52.

196. Hsue B-J, Su F-C. Kinematics and kinetics of the lower extremities of young and elder women during stairs ascent while wearing low and high-heeled shoes. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol*. 2009; 19(6): 1071-8.
197. Nerín Ballabriga, S. Análisis Biomecanico de la Marcha en Escalera [tesis doctoral]. Zaragoza: Universidad de Zaragoza; 1996.
198. McDonald, J. H. *Handbook of Biological Statistics*. 2<sup>a</sup> Ed. Baltimore, Maryland: Sparky House Publishing; 2009.
199. De Vet HCW, Terwee CB, Knol DL, Bouter LM. When to use agreement versus reliability measures. *J Clin Epidemiol*. 2006; 59(10): 1033-9.
200. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull*. 1979; 86(2): 420-8.
201. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res*. 2005; 19(1): 231-40.
202. Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med*. 1998; 26(4):217-38.
203. Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med*. 2000; 30(1): 1-15.
204. Baldon R de M, Lobato DFM, Furlan L, Serrão FV. Gender differences in lower limb kinematics during stair descent. *J Appl Biomech*. 2013; 29(4): 413-20.
205. Hamel KA, Cavanagh PR. Stair performance in people aged 75 and older. *J Am Geriatr Soc*. 2004; 52(4): 563-7.
206. Marks R. An investigation of the influence of age, clinical status, pain and position sense on stair walking in women with osteoarthritis. *Int J Rehabil Res*. 1994; 17(2): 151-8.

207. Hortobágyi T, DeVita P. Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000; 10(2): 117-26.
208. Startzell JK, Owens DA, Mulfinger LM, Cavanagh PR. Stair negotiation in older people: a review. *J Am Geriatr Soc.* 2000; 48(5): 567-80.
209. Sánchez Zuriaga, D. *Estadística aplicada a la Fisioterapia, las Ciencias del Deporte y la Biomecánica.* Valencia: Fundación Universitaria San Pablo CEU; 2010.
210. García Pérez A.). *Estadística aplicada: Conceptos básicos.* Madrid: Universidad Nacional de Educación a Distancia. 1992.
211. Protopapadaki A, Drechsler WI, Cramp MC, Coutts FJ, Scott OM. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clin Biomech.* 2007; 22(2): 203-10.
212. Christina KA, Cavanagh PR. Ground reaction forces and frictional demands during stair descent: effects of age and illumination. *Gait Posture.* 2002; 15(2): 153-8.
213. Vallabhajosula S, Yentes JM, Stergiou N. Frontal joint dynamics when initiating stair ascent from a walk versus a stand. *J Biomech.* 2012; 45(3): 609-13.
214. Cluff T, Robertson DGE. Kinetic analysis of stair descent: Part 1. Forwards step-over-step descent. *Gait Posture.* 2011; 33(3): 423-8.
215. Fok LA, Schache AG, Crossley KM, Lin Y-C, Pandy MG. Patellofemoral Joint Loading During Stair Ambulation in People With Patellofemoral Osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 2013; 65(8): 2059-69.
216. Alcock L, O'Brien TD, Vanicek N. Biomechanical demands differentiate transitioning vs. continuous stair ascent gait in older women. *Clin Biomech.* 2014; 29(1): 111-8.

217. Grenholm A, Stensdotter A-K, Häger-Ross C. Kinematic analyses during stair descent in young women with patellofemoral pain. *Clin Biomech.* 2009; 24(1): 88-94.
218. Lessi GC, Serrão PRM da S, Gimenez ACF, Gramani-Say K, Oliveira AB, Mattiello SM. Male subjects with early-stage knee osteoarthritis do not present biomechanical alterations in the sagittal plane during stair descent. *The Knee.* 2012; 19(4): 387-91.
219. Browning RC, Kram R. Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(9): 1632-41.
220. Buckley JG, Cooper G, Maganaris CN, Reeves ND. Is stair descent in the elderly associated with periods of high centre of mass downward accelerations? *Exp Gerontol.* 2013; 48(2): 283-9.
221. Sacco ICN, Trombini-Souza F, Butugan MK, Pássaro AC, Arnone AC, Fuller R. Joint loading decreased by inexpensive and minimalist footwear in elderly women with knee osteoarthritis during stair descent. *Arthritis Care Res.* 2012; 64(3): 368-74.
222. Igawa T, Katsuhira J. Biomechanical Analysis of Stair Descent in Patients with Knee Osteoarthritis. *J Phys Ther Sci.* 2014; 26(5): 629-31.
223. Bennell KL, Hinman RS, Metcalf BR. Association of sensorimotor function with knee joint kinematics during locomotion in knee osteoarthritis. *Am J Phys Med Rehabil.* 2004; 83(6): 455-463-466, 491.
224. Guo M, Axe MJ, Manal K. The influence of foot progression angle on the knee adduction moment during walking and stair climbing in pain free individuals with knee osteoarthritis. *Gait Posture.* 2007; 26(3): 436-41.
225. Hinman RS, Bennell KL, Metcalf BR, Crossley KM. Delayed onset of quadriceps activity and altered knee joint kinematics during stair stepping in individuals with knee osteoarthritis. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002; 83(8): 1080-6.

226. Protopapadaki A, Drechsler WI, Cramp MC, Coutts FJ, Scott OM. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and descent in healthy young individuals. *Clin Biomech.* 2007; 22(2): 203-10.
227. Aminaka N, Pietrosimone BG, Armstrong CW, Meszaros A, Gribble PA. Patellofemoral pain syndrome alters neuromuscular control and kinetics during stair ambulation. *J Electromyogr Kinesiol Off J Int Soc Electrophysiol Kinesiol.* 2011; 21(4): 645-51.
228. Bragge T, Lyytinen T, Hakkarainen M, Vartiainen P, Liikavainio T, Karjalainen PA, *et al.* Lower impulsive loadings following intensive weight loss after bariatric surgery in level and stair walking: A preliminary study. *The Knee.* 2014; 21(2): 534-40.
229. Yu B, Kienbacher T, Growney ES, Johnson ME, An KN. Reproducibility of the kinematics and kinetics of the lower extremity during normal stair-climbing. *J Orthop Res.* 1997; 15(3): 348-52.
230. D'Lima DD, Patil S, Steklov N, Chien S, Colwell CW. In vivo knee moments and shear after total knee arthroplasty. *J Biomech.* 2007; 40 Sup 1: 1-7.
231. Paquette MR, Zhang S, Milner CE, Fairbrother JT, Reinbolt JA. Effects of increased step width on frontal plane knee biomechanics in healthy older adults during stair descent. *The Knee.* 2014; 21(4): 821-6.
232. Thorlund JB, Roos EM, Aagaard P. Neuromuscular function during stair descent in meniscectomized patients and controls. *Med Sci Sports Exerc.* 2011; 43(7): 1272-9.
233. Lafuente R, Belda JM, Sánchez-Lacuesta J, Soler C, Poveda R, Prat J. Quantitative assessment of gait deviation: contribution to the objective measurement of disability. *Gait Posture.* 2000; 11(3): 191-8.
234. Fu Y-C, Simpson KJ, Brown C, Kinsey TL, Mahoney OM. Knee Moments After Unicompartmental Knee Arthroplasty During Stair Ascent. *Clin Orthop Relat Res.* 2014; 472(1): 78-85.



235. Nagano Y, Ida H, Akai M, Fukubayashi T. Gender differences in knee kinematics and muscle activity during single limb drop landing. *The Knee*. 2007; 14(3): 218-23.
236. Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M, An K-N. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *J Biomech*. 2001; 34(7): 907-15.
237. Nightingale EJ, Pourkazemi F, Hiller CE. Systematic review of timed stair tests. *J Rehabil Res Dev*. 2014; 51(3): 335-50.
238. Stacoff A, Diezi C, Luder G, Stüssi E, Kramers-de Quervain IA. Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. *Gait Posture*. 2005; 21(1): 24-38.
239. Larsen AH, Puggaard L, Hämäläinen U, Aagaard P. Comparison of ground reaction forces and antagonist muscle coactivation during stair walking with ageing. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008; 18(4): 568-80.
240. Bertuccio M, Cesari P. Dimensional analysis and ground reaction forces for stair climbing: effects of age and task difficulty. *Gait Posture*. 2009; 29(2): 326-31.
241. Hamel KA, Okita N, Bus SA, Cavanagh PR. A comparison of foot/ground interaction during stair negotiation and level walking in young and older women. *Ergonomics*. 2005; 48(8): 1047-56.
242. Reid SM, Graham RB, Costigan PA. Differentiation of young and older adult stair climbing gait using principal component analysis. *Gait Posture*. 2010; 31(2): 197-203.
243. Karamanidis K, Arampatzis A. Altered control strategy between leading and trailing leg increases knee adduction moment in the elderly while descending stairs. *J Biomech*. 2011; 44(4): 706-11.
244. Karamanidis K, Arampatzis A. Evidence of Mechanical Load Redistribution at the Knee Joint in the Elderly when Ascending Stairs and Ramps. *Ann Biomed Eng*. 2008; 37(3): 467-76.

245. Astephen JL, Deluzio KJ. Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique. *Clin Biomech Bristol Avon*. 2005; 20(2): 209-17.
246. Hortobágyi T, DeVita P. Muscle pre- and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *J Electromyogr Kinesiol*. 2000; 10(2): 117-26.
247. Alcock L, O'Brien TD, Vanicek N. Biomechanical demands differentiate transitioning vs. continuous stair ascent gait in older women. *Clin Biomech*. 2014; 29(1): 111-8.
248. Antonio PJ, Perry SD. Quantifying stair gait stability in young and older adults, with modifications to insole hardness. *Gait Posture*. 2014; 40(3): 429-34.
249. Hinman MR, O'Connell JK, Dorr M, Hardin R, Tumlinson AB, Varner B. Functional predictors of stair-climbing speed in older adults. *J Geriatr Phys Ther* 2001. 2014; 37(1): 1-6.
250. Kowalk DL, Duncan JA, Vaughan CL. Abduction-adduction moments at the knee during stair ascent and descent. *J Biomech*. 1996; 29(3): 383-8.
251. Nadeau S, McFadyen BJ, Malouin F. Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: what are the challenges compared to level walking? *Clin Biomech*. 2003; 18(10): 950-9.
252. Oh-Park M, Perera S, Verghese J. Clinically meaningful change in stair negotiation performance in older adults. *Gait Posture*. 2012; 36(3): 532-6.
253. Reeves ND, Spanjaard M, Mohagheghi AA, Baltzopoulos V, Maganaris CN. The demands of stair descent relative to maximum capacities in elderly and young adults. *J Electromyogr Kinesiol*. 2008; 18(2): 218-27.
254. Zietz D, Johannsen L, Hollands M. Stepping characteristics and Centre of Mass control during stair descent: Effects of age, fall risk and visual factors. *Gait Posture*. 2011; 34(2): 279-84.

255. Reid SM, Graham RB, Costigan PA. Differentiation of young and older adult stair climbing gait using principal component analysis. *Gait Posture*. 2010; 31(2): 197-203.
256. McCrory JL, Chambers AJ, Daftary A, Redfern MS. Ground reaction forces during stair locomotion in pregnancy. *Gait Posture*. 2013; 38(4): 684-90.
257. Oh-Park M, Perera S, Verghese J. Clinically meaningful change in stair negotiation performance in older adults. *Gait Posture*. 2012; 36(3): 532-6.
258. Cortés Fabregat A. Análisis de la marcha. En: Manual SERMEF de Rehabilitación y Medicina Física. Madrid: Panamericana; 2006.
259. Moffet H, Richards CL, Malouin F, Bravo G. Impact of knee extensor strength deficits on stair ascent performance in patients after medial meniscectomy. *Scand J Rehabil Med*. 1993; 25(2): 63-71.
260. Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olsson E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med Sci Sports Exerc*. 1989; 21(1): 110-4.
261. Paquette MR, Klipple G, Zhang S. Greater Step Widths Reduce Internal Knee Abduction Moments in Medial Compartment Knee OA Patients During Stair Ascent. *J Appl Biomech*. 2015; 42(2):165-71.
262. Salsich GB, Brechter JH, Powers CM. Lower extremity kinetics during stair ambulation in patients with and without patellofemoral pain. *Clin Biomech*. 2001; 16(10): 906–912.
263. Crossley KM, Cowan SM, Bennell KL, McConnell J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Res*. 2004; 22(2): 267-74.
264. Mann RA, Hagy J. Biomechanics of walking, running, and sprinting. *Am J Sports Med*. 1980; 8(5): 345-50.
265. Liikavainio T, Isolehto J, Helminen HJ, Perttunen J, Lepola V, Kiviranta I, *et al*. Loading and gait symmetry during level and stair walking in asymptomatic

- subjects with knee osteoarthritis: Importance of quadriceps femoris in reducing impact force during heel strike? *The Knee*. 2007; 14(3): 231-8.
266. Kolk S, Minten MJM, van Bon GEA, Rijnen WH, Geurts ACH, Verdonschot N, *et al*. Gait and gait-related activities of daily living after total hip arthroplasty: A systematic review. *Clin Biomech*. 2014; 29(6): 705-18.
267. Yu B, Stuart M, Kienbacher T, Growney E, An K-N. Valgus-varus motion of the knee in normal level walking and stair climbing. *Clin Biomech*. 1997; 12(5): 286-93.
268. Paquette MR, Zhang S, Milner CE, Klipple G. Does increasing step width alter knee biomechanics in medial compartment knee osteoarthritis patients during stair descent? *The Knee*. 2014; 21(3): 676-82.
269. Hubley-Kozey C, Deluzio K, Dunbar M. Muscle co-activation patterns during walking in those with severe knee osteoarthritis. *Clin Biomech*. 2008; 23(1): 71-80.
270. Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction in knee osteoarthritis patient gait. *Clin Biomech*. 2009; 24(10): 833-41.
271. Wilson SA, McCann PD, Gotlin RS, Ramakrishnan HK, Wootten ME, Insall JN. Comprehensive gait analysis in posterior-stabilized knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1996; 11(4): 359-67.
272. Vivas-Broseta MJ. Desarrollo de una metodología de valoración objetiva de la recuperación de la marcha de personas con ictus basada en escalas clínicas y análisis cinético [tesis doctoral]. Valencia. Universitat de València. 2014.
273. Abbott JH, van der Esch M, Rooorde LD, Knoop J, van der Leeden M, Lems WF. Clinimetrics of the stair climb test in the Amsterdam Cohort. *Osteoarthritis Cartilage*. 2014; 22 Sup 1: 86-7.

274. Baddar A, Granata K, Damiano DL, Carmines DV, Blanco JS, Abel MF. Ankle and knee coupling in patients with spastic diplegia: effects of gastrocnemius-soleus lengthening. *J Bone Joint Surg Am.* 2002; 84 Sup 5: 736-44.
275. Stief F, Böhm H, Schwirtz A, Dussa CU, Döderlein L. Dynamic loading of the knee and hip joint and compensatory strategies in children and adolescents with varus malalignment. *Gait Posture.* 2011; 33(3): 490-5.
276. Delahunt E, Chawke M, Kelleher J, Murphy K, Prendiville A, Sweeny L, *et al.* Lower Limb Kinematics and Dynamic Postural Stability in Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Female Athletes. *J Athl Train.* 2013; 48(2): 172-85.
277. Van Cant J, Pineux C, Pitance L, Feipel V. Hip muscle strength and endurance in females with patellofemoral pain: a systematic review with meta-analysis. *Int J Sports Phys Ther.* 2014; 9(5): 564-82.
278. Crossley KM, Dorn TW, Ozturk H, van den Noort J, Schache AG, Pandy MG. Altered hip muscle forces during gait in people with patellofemoral osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage.* 2012; 20(11): 1243-9.
279. Boling MC, Padua DA, Alexander Creighton R. Concentric and Eccentric Torque of the Hip Musculature in Individuals With and Without Patellofemoral Pain. *J Athl Train.* 2009; 44(1): 7-13.
280. Akbarshahi M, Fernandez JW, Schache AG, Pandy MG. Subject-specific evaluation of patellofemoral joint biomechanics during functional activity. *Med Eng Phys.* 2014; 36(9): 1122-33.
281. McGinty G, Irrgang JJ, Pezzullo D. Biomechanical considerations for rehabilitation of the knee. *Clin Biomech;* 15(3):160-6.
282. Crossley KM, Cowan SM, Bennell KL, McConnell J. Knee flexion during stair ambulation is altered in individuals with patellofemoral pain. *J Orthop Res.* 2004; 22(2): 267-274.

283. Greenwald AE, Bagley AM, France EP, Paulos LE, Greenwald RM. A biomechanical and clinical evaluation of a patellofemoral knee brace. *Clin Orthop*. 1996; 324: 187-95.
284. Powers CM, Ward SR, Chen Y-J, Terk MR, others. Effect of bracing on patellofemoral joint stress while ascending and descending stairs. *Clin J Sport Med*. 2004; 14(4): 206–214.
285. Asay JL, Mündermann A, Andriacchi TP. Adaptive patterns of movement during stair climbing in patients with knee osteoarthritis. *J Orthop Res*. 2009; 27(3): 325-9.
286. Asay JL, Mündermann A, Andriacchi TP. Adaptive patterns of movement during stair climbing in patients with knee osteoarthritis: *J Orthop Res*. 2009; 27(3): 325-9.
287. Paquette MR, Zhang S, Milner CE, Fairbrother JT, Reinbolt JA. Effects of increased step width on frontal plane knee biomechanics in healthy older adults during stair descent. *The Knee*. 2014; 21(4): 821-6.
288. Paquette MR, Klipple G, Zhang S. Greater Step Widths Reduce Internal Knee Abduction Moments in Medial Compartment Knee OA Patients During Stair Ascent. *J Appl Biomech*. 2015; 42(2):165-71.

# Apéndice documental

## Apéndice A. Bibliografía consultada no citada

Baydal Bertomeu JM. Análisis biomecánico del movimiento cervical mediante técnicas de origen cinemático. Contribución a la valoración objetiva de la discapacidad [tesis doctoral]. Valencia: Universidad Politécnica de Valencia; 2012.

Peydro de Moya MF. Análisis biomecánico del movimiento cervical mediante técnicas de origen cinemático. Contribución a la valoración objetiva de la discapacidad. Desarrollo de un procedimiento para la valoración biomecánica de la columna vertebral lumbar [tesis doctoral]. Valencia: Universidad de Valencia; 2013.

López Pascual J. Caracterización cinemática de la elevación humeral en el plano escapular. Definición de patrones de normalidad y análisis del gesto patológico [tesis doctoral]. Valencia: Universidad Politécnica de Valencia; 2015.

# Apéndice B. Hoja informativa y consentimiento informado

## Información para el sujeto:

Se solicita su participación en un estudio que busca conocer de forma objetiva la capacidad funcional de las rodillas para subir y bajar escaleras, que se está llevando a cabo en el Instituto de Biomecánica de Valencia.

Las complicaciones o consecuencias del estudio pueden ser:

- Aumento de su dolor
- Mareos
- Caídas

En caso de tener patología de rodilla, soy consciente de que mi renuncia a participar no supondrá menoscabo en mi tratamiento.

---

## Consentimiento informado de participación en el estudio:

He comprendido las explicaciones que se me han facilitado en lenguaje claro, y el médico ha atendido y respondido a todas y cada una de las observaciones planteadas por mí antes del inicio del estudio.

Y, por tanto, habiendo sido suficientemente informado/a de las tareas a realizar, condiciones de las mismas, objetivos del proyecto y uso que se va a dar a la información obtenida, doy mi consentimiento informado de participación en el estudio.

Además autorizo la grabación de imágenes en DVD y su custodia con fines estrictamente profesionales, según la normativa vigente en materia de protección de datos (Ley Orgánica 15/1999 de 13 de diciembre de protección de datos de carácter personal).

Nombre del participante, tutor o representante legal:.....

DNI: .....Fecha:.....

Firma:

Nombre y firma del investigador:



# Apéndice C: Resultados estadísticos complementarios

## C.1. Análisis exploratorio de los datos

Tabla C.1: Análisis de datos anómalos. Grupo control

	Z-Scores	
	Mínimo	Máximo
T_ciclo_S	-1,843	2,649
T_apoyo_S	-1,937	2,622
A_ppal_apo_S	-2,013	2,213
A_ppal_osc_S	-2,069	2,332
A_sec_apo_S	-2,422	2,606
A_sec_osc_S	-2,272	2,585
Fz_apo_S	-2,194	2,975
Fz_osc_S	-2,038	2,628
Fz_des_S	-1,772	2,487
Mf_apo_S	-1,818	3,291
Mf_des_S	-2,023	2,998
Ms_apo_S	-2,509	2,115
Ms_des_S	-2,047	2,837
T_ciclo_B	-1,967	2,658
T_apoyo_B	-2,031	2,330
A_ppal_apo_B	-2,471	2,581
A_ppal_osc_B	-1,942	2,342
A_sec_apo_B	-2,576	2,978
A_sec_osc_B	-2,501	1,727
Fz_apo_B	-1,729	2,640
Fz_osc_B	-2,929	1,587
Fz_des_B	-2,494	2,121
Mf_apo_B	-1,996	2,627
Mf_des_B	-2,701	2,444
Ms_apo_B	-1,875	1,876
Ms_des_B	-2,961	1,714

Tabla C.1: *Análisis de datos anómalos. Grupo de patología*

	Z-Scores		
	Mínimo	Máximo	Sujetos
T_ciclo_S	-1,273	<b>4,438</b>	Kpat18
T_apoyo_S	-0,834	<b>4,605</b>	Kpat18
A_ppal_apo_S	-1,428	<b>3,693</b>	Kpat 10
A_ppal_osc_S	-2,494	1,849	
A_sec_apo_S	-2,103	2,686	
A_sec_osc_S	-2,252	1,767	
Fz_apo_S	<b>-3,201</b>	1,493	Kpat12
Fz_osc_S	-2,373	1,960	
Fz_des_S	-1,934	1,951	
Mf_apo_S	-2,808	2,293	
Mf_des_S	-1,923	2,647	
Ms_apo_S	<b>-3,249</b>	2,743	Kpat18
Ms_des_S	-2,822	2,115	
T_ciclo_B	-1,022	<b>4,657</b>	Kpat10
T_apoyo_B	-0,921	<b>5,017</b>	Kpat10
A_ppal_apo_B	-1,779	2,813	
A_ppal_osc_B	-2,998	2,295	
A_sec_apo_B	-2,426	2,689	
A_sec_osc_B	-2,987	1,657	
Fz_apo_B	-1,492	2,293	
Fz_osc_B	-3,427	1,313	
Fz_des_B	-2,203	2,025	
Mf_apo_B	-1,972	2,273	
Mf_des_B	-1,822	2,335	
Ms_apo_B	-2,269	2,145	
Ms_des_B	-1,744	1,999	

Tabla C.2 *Test de normalidad*

**Grupo control**

<b>Diferencias más extremas</b>					
Subir escaleras	Absoluta	Positiva	Negativa	Kolmogorov- Smirnov	p. bilateral
T_ciclo_S	0,066	0,066	-0,046	0,505	0,961
T_apoyo_S	0,076	0,076	-0,040	0,577	0,894
A_ppal_apo_S	0,070	0,070	-0,070	0,534	0,938
A_ppal_osc_S	0,066	0,053	-0,066	0,504	0,961
A_sec_apo_S	0,062	0,062	-0,053	0,472	0,979
A_sec_osc_S	0,085	0,062	-0,085	0,647	0,796
Fz_apo_S	0,148	0,148	-0,081	1,130	0,156
Fz_osc_S	0,058	0,058	-0,046	0,445	0,989
Fz_des_S	0,089	0,089	-0,062	0,676	0,751
Mf_apo_S	0,080	0,080	-0,066	0,607	0,854
Mf_des_S	0,065	0,065	-0,052	0,495	0,967
Ms_apo_S	0,075	0,066	-0,075	0,567	0,904
Ms_des_S	0,114	0,114	-0,063	0,867	0,440

<b>Diferencias más extremas</b>					
Bajar escaleras	Absoluta	Positiva	Negativa	Kolmogorov- Smirnov	p. bilateral
T_ciclo_B	0,116	0,116	-0,073	0,880	0,420
T_apoyo_B	0,109	0,109	-0,053	0,828	0,500
A_ppal_apo_B	0,088	0,088	-0,043	0,673	0,755
A_ppal_osc_B	0,146	0,146	-0,063	1,114	0,167
A_sec_apo_B	0,141	0,056	-0,141	1,076	0,197
A_sec_osc_B	0,115	0,069	-0,115	0,874	0,429
Fz_apo_B	0,104	0,056	-0,104	0,790	0,560
Fz_osc_B	0,068	0,047	-0,068	0,516	0,953
Fz_des_B	0,062	0,062	-0,052	0,472	0,979
Mf_apo_B	0,091	0,082	-0,091	0,695	0,720
Mf_des_B	0,084	0,070	-0,084	0,641	0,806
Ms_apo_B	0,066	0,043	-0,066	0,499	0,964
Ms_des_B	0,138	0,108	-0,138	1,050	0,220

## Grupo de patología

Subir escaleras	Diferencias más extremas			K de Kolmogorov-Smirnov	p, bilateral
	Absoluta	Positiva	Negativa		
T_Ciclo_S	0,243	0,243	-0,145	1,537	0,058
T_apoyo_S	0,222	0,222	-0,202	1,402	0,059
A_ppal_apo_S	0,119	0,119	-0,077	0,752	0,624
A_ppal_osc_S	0,117	0,117	-0,064	0,738	0,647
A_sec_apo_S	0,077	0,054	-0,077	0,486	0,972
A_sec_osc_S	0,095	0,095	-0,085	0,600	0,865
Fz_apo_S	0,088	0,068	-0,088	0,557	0,916
Fz_osc_S	0,182	0,085	-0,182	1,150	0,142
Fz_dest_S	0,109	0,094	-0,109	0,691	0,726
Mf_apo_S	0,065	0,048	-0,065	0,409	0,996
Mf_des_S	0,109	0,104	-0,109	0,687	0,732
Ms_apo_S	0,099	0,099	-0,061	0,624	0,832
Ms_des_S	0,091	0,091	-0,089	0,573	0,898

Bajar escaleras	Diferencias más extremas			K de Kolmogorov-Smirnov	p, bilateral
	Absoluta	Positiva	Negativa		
T_ciclo_B	0,174	0,174	-0,153	1,103	0,175
T_apoyo_B	0,203	0,203	-0,179	1,283	0,074
A_ppal_apo_B	0,124	0,124	-0,056	0,785	0,569
A_ppal_osc_B	0,129	0,058	-0,129	0,814	0,522
A_sec_apo_B	0,095	0,095	-0,067	0,601	0,863
A_sec_osc_B	0,167	0,077	-0,167	1,056	0,215
Fz_apo_B	0,124	0,124	-0,069	0,783	0,573
Fz_osc_B	0,153	0,099	-0,153	0,969	0,304
Fz_des_B	0,080	0,069	-0,080	0,509	0,958
Mf_apo_B	0,131	0,131	-0,074	0,828	0,499
Mf_des_B	0,073	0,068	-0,073	0,465	0,982
Ms_apo_B	0,103	0,048	-0,103	0,652	0,788
Ms_des_B	0,100	0,100	-0,045	0,631	0,821

## C. 2. Análisis de la influencia de los factores antropométricos en las variables biomecánicas

- **Factor Sexo**

Tabla C.3 Análisis de la influencia del factor Sexo en la prueba de subir escaleras.

	Hombres		p	Mujeres	
	Media	Desviación típica		Media	Desviación típica
T_ciclo_S	2,521	0,293	0,179	2,422	0,257
T_apoyo_S	1,076	0,128	0,124	1,024	0,128
A_ppal_apo_S	59,761	5,319	0,658	59,088	6,194
A_ppal_osc_S	89,680	9,078	0,551	91,056	8,348
A_sec_apo_S	6,265	4,535	0,189	8,040	5,614
A_sec_osc_S	93,978	8,281	0,708	94,974	11,718
Fz_apo_S	1,010	0,051	0,390	0,999	0,041
Fz_osc_S	0,742	0,060	0,443	0,753	0,046
Fz_des_S	1,095	0,094	0,028	1,153	0,102
Mf_apo_S	0,145	0,048	0,579	0,139	0,030
Mf_des_S	0,127	0,042	0,559	0,121	0,030
Ms_apo_S	0,186	0,040	0,329	0,174	0,051
Ms_des_S	0,102	0,040	0,681	0,106	0,044

Tabla C.4 Análisis de la influencia del factor Sexo en la prueba de bajar escaleras.

	Hombres		T Student	Mujeres	
	Media	Desviación típica		Media	Desviación típica
T_Ciclo_B	2,225	0,414	0,064	2,052	0,262
T_apoyo_B	0,964	0,139	0,011	0,870	0,131
A_ppal_apo_B	21,034	4,686	0,125	23,603	7,629
A_ppal_osc_B	99,056	8,385	0,661	98,028	9,369
A_sec_apo_B	5,365	5,813	0,911	5,534	5,713
A_sec_osc_B	102,251	7,814	0,625	101,177	8,817
Fz_apo_B	1,321	0,172	0,020	1,466	0,170
Fz_osc_B	0,771	0,081	0,889	0,769	0,058
Fz_des_B	0,963	0,076	0,340	0,944	0,070
Mf_apo_B	0,201	0,044	0,722	0,205	0,040
Mf_des_Pat_B	0,175	0,043	0,541	0,168	0,036
Ms_apo_B	-0,132	0,041	0,232	-0,149	0,064
Ms_des_B	0,273	0,062	0,681	0,267	0,060

- **Factor Edad**

Tabla C.5: *Análisis de la influencia del factor Edad en la prueba de subir escaleras*

	Edad	
	Correlación de Pearson	p (bilateral)
T_ciclo_S	0,108	0,420
T_apoyo_S	0,171	0,199
A_ppal_apo_S	0,073	0,585
A_ppal_osc_S	0,178	0,182
A_sec_apo_S	-0,033	0,805
A_sec_osc_S	0,023	0,866
Fz_apo_S	-0,021	0,874
Fz_osc_S	0,226	0,088
Fz_des_S	-0,151	0,257
Mf_apo_S	0,347	<b>0,008</b>
Mf_des_S	0,386	<b>0,003</b>
Ms_apo_S	-0,014	0,914
Ms_des_S	0,111	0,407

Tabla C.6: *Análisis de la influencia del factor Edad en la prueba de bajar escaleras.*

	Edad	
	Correlación de Pearson	p (bilateral)
T_ciclo_B	0,066	0,622
T_apoyo_B	0,040	0,766
A_ppal_apo_B	-0,157	0,238
A_ppal_osc_B	0,030	0,824
A_sec_apo_B	-0,162	0,224
A_sec_osc_B	-0,026	0,845
Fz_apo_B	-0,050	0,708
Fz_osc_B	0,159	0,234
Fz_des_B	-0,079	0,555
Mf_apo_B	0,234	0,077
Mf_des_B	0,139	0,298
Ms_apo_B	-0,083	0,537
Ms_des_B	-0,227	0,087

- **Factor Estatura**

Tabla C.7: *Análisis de la influencia del factor Estatura en la prueba de subir escaleras.*

<b>Estatura</b>		
	<b>Correlación de Pearson</b>	<b>p (bilateral)</b>
T_ciclo_S	0,105	0,434
T_apoyo_S	0,118	0,377
A_ppal_apo_S	-0,191	0,150
A_ppal_osc_S	-0,274	0,038
A_sec_apo_S	-0,128	0,337
A_sec_osc_S	-0,105	0,432
Fz_apo_S	0,137	0,305
Fz_osc_S	-0,080	0,551
Fz_des_S	-0,238	0,072
Mf_apo_S	0,057	0,673
Mf_des_S	-0,017	0,898
Ms_apo_S	0,240	0,069
Ms_des_S	-0,146	0,273

Tabla C.8: *Análisis de la influencia del factor Estatura en la prueba de bajar escaleras.*

<b>Estatura</b>		
	<b>Correlación de Pearson</b>	<b>p (bilateral)</b>
T_ciclo_B	0.185	0.166
T_apoyo_B	0.190	0.154
A_ppal_apo_B	-0.122	0.360
A_ppal_osc_B	-0.116	0.384
A_sec_apo_B	0.107	0.424
A_sec_osc_B	-0.109	0.416
Fz_apo_B	-0.226	0.088
Fz_osc_B	-0.104	0.435
Fz_des_B	0.142	0.288
Mf_apo_B	-0.204	0.125
Mf_des_B	0.100	0.457
Ms_apo_B	0.119	0.374
Ms_des_B	0.179	0.178

- **Factor Masa corporal**

Tabla C.9: *Análisis de la influencia del factor Masa corporal en la prueba de subir escaleras.*

<b>Masa</b>		
	<b>Correlación de Pearson</b>	<b>p (bilateral)</b>
T_ciclo_S	0,203	0,126
T_apoyo_S	0,186	0,163
A_ppal_apo_S	-0,140	0,294
A_ppal_osc_S	-0,204	0,124
A_sec_apo_S	-0,254	0,055
A_sec_osc_S	-0,178	0,182
Fz_apo_S	0,357	0,016
Fz_osc_S	-0,141	0,292
Fz_des_S	-0,308	0,019
Mf_apo_S	0,299	0,023
Mf_des_S	0,162	0,225
Ms_apo_S	0,156	0,242
Ms_des_S	-0,230	0,083

Tabla C.10: *Análisis de la influencia del factor Masa corporal en la prueba de bajar escaleras.*

<b>Masa</b>		
	<b>Correlación de Pearson</b>	<b>p (bilateral)</b>
T_ciclo_B	0,229	0,084
T_apoyo_B	0,255	0,053
A_ppal_apo_B	-0,247	0,062
A_ppal_osc_B	-0,030	0,823
A_sec_apo_B	-0,008	0,954
A_sec_osc_B	0,005	0,972
Fz_apo_B	-0,171	0,198
Fz_osc_B	-0,029	0,830
Fz_des_B	0,177	0,183
Mf_apo_B	-0,019	0,889
Mf_des_B	0,139	0,297
Ms_apo_B	0,092	0,490
Ms_des_B	0,116	0,388



### C. 3. Análisis comparativo entre grupos de estudio mediante variables biomecánicas

Tabla C.11: Análisis comparativo entre GC y GP en la prueba de subir escaleras

	Grupo control		t-Student	Grupo de patología	
	Media	Desviación típica		Media	Desviación típica
T_Ciclo_S	2,473	0,278	<b>0,025</b>	2,190	0,752
T_apoyo_S	1,051	0,129	<b>0,001</b>	1,289	0,490
A_ppal_apo_S	59,436	5,717	<b>0,000</b>	28,973	11,237
A_ppal_osc_S	90,344	8,684	<b>0,000</b>	74,498	14,107
A_sec_apo_S	7,122	5,118	0,251	8,312	4,853
A_sec_osc_S	94,459	10,009	<b>0,000</b>	83,989	11,479
Fz_apo_S	1,004	0,046	<b>0,000</b>	0,904	0,146
Fz_osc_S	0,747	0,054	<b>0,000</b>	0,796	0,085
Fz_des_S	1,123	0,101	<b>0,000</b>	1,023	0,118
Mf_apo_S	0,142	0,040	<b>0,006</b>	0,115	0,055
Mf_des_S	0,124	0,036	0,011	0,105	0,035
Ms_apo_S	0,180	0,046	<b>0,000</b>	0,098	0,068
Ms_des_S	0,104	0,042	<b>0,000</b>	0,058	0,041

Tabla C.12: Análisis comparativo entre GC y GP en la prueba de bajar escaleras

	Grupo control		t-Student	Grupo de patología	
	Media	Desviación típica		Media	Desviación típica
T_Ciclo_B	2.142	0.357	0.598	2.079	0.792
T_apoyo_B	0.919	0.142	<b>0.000</b>	1.234	0.612
A_ppal_apo_B	22.274	6.358	<b>0.000</b>	9.493	6.429
A_ppal_osc_B	98.560	8.810	<b>0.000</b>	86.884	11.763
A_sec_apo_B	5.446	5.714	<b>0.000</b>	15.513	7.619
A_sec_osc_B	101.733	8.257	<b>0.000</b>	86.554	10.164
Fz_apo_B	1.391	0.185	<b>0.000</b>	1.112	0.254
Fz_osc_B	0.770	0.070	<b>0.000</b>	0.846	0.087
Fz_des_B	0.954	0.073	0.017	0.914	0.088
Mf_apo_B	0.203	0.042	<b>0.000</b>	0.147	0.055
Mf_des_B	0.172	0.040	<b>0.000</b>	0.139	0.046
Ms_apo_B	-0.141	0.053	<b>0.000</b>	-0.091	0.041
Ms_des_B	0.270	0.061	<b>0.009</b>	0.228	0.099

## C. 4. Análisis comparativo entre grupos de estudio mediante factores principales

Tabla C.13: Análisis comparativo de los factores principales entre GP y GC en subir escaleras.

	Grupo control	Meniscopatía	Ligamentoplastia	Femoropatelar	Traumatológica	Degenerativa
Componente Principal	M (DS)	M (DS) p	M (DS) p	M (DS) p	M (DS) p	M (DS) p
1	0 (1)	0,92 (1,38) <b>0,058</b>	-0,45 (1,27) <b>0,230</b>	0,51 (2,91) <b>0,304</b>	1,48 (3,83) <b>0,014</b>	1,39 (0,70) <b>0,001</b>
2	0 (1)	-2,93 (0,39) <b>0,000</b>	-2,72 (0,92) <b>0,000</b>	-2,18 (1,45) <b>0,000</b>	-2,92 (0,49) <b>0,000</b>	-3,14 (1,31) <b>0,000</b>
3	0 (1)	-0,74 (0,83) <b>0,112</b>	-0,19 (1,11) <b>0,592</b>	-0,76 (1,45) <b>0,048</b>	-1,48 (1,65) <b>0,000</b>	-1,01 (1,16) <b>0,015</b>
4	0 (1)	-1,51 (1,97) <b>0,004</b>	-1,00 (2,04) <b>0,021</b>	-0,73 (2,07) <b>0,088</b>	-1,93 (1,54) <b>0,000</b>	-2,54 (1,82) <b>0,000</b>

Tabla C.14: Análisis comparativo entre GC y los subgrupos del GP en la prueba de bajar escaleras.

	Grupo control	Meniscopatía	Ligamentoplastia	Femoropatelar	Traumatológica	Degenerativa
Componente Principal	M (DS)	M (DS) p	M (DS) p	M (DS) p	M (DS) p	M (DS) p
1	0 (1)	1,57 (1,84) <b>0,003</b>	0,11 (1,40) <b>0,761</b>	0,63 (2,42) <b>0,169</b>	1,75 (3,89) <b>0,004</b>	1,67 (1,35) <b>0,000</b>
2	0 (1)	-1,94 (1,57) <b>0,000</b>	-1,16 (1,69) <b>0,005</b>	-1,52 (1,15) <b>0,000</b>	-1,58 (1,23) <b>0,000</b>	-1,89 (1,02) <b>0,000</b>
3	0 (1)	-0,27 (0,99) <b>0,556</b>	-0,01 (1,15) <b>0,993</b>	-0,58 (1,33) <b>0,122</b>	-0,82 (1,34) <b>0,032</b>	-1,06 (0,64) <b>0,008</b>
4	0 (1)	-0,095 (0,66) <b>0,836</b>	-0,31 (0,85) <b>0,372</b>	0,89 (0,95) <b>0,015</b>	0,39 (1,14) <b>0,289</b>	0,19 (1,63) <b>0,657</b>
5	0 (1)	-2,13 (1,01) <b>0,000</b>	-0,99 (0,93) <b>0,007</b>	-1,10 (0,79) <b>0,002</b>	-1,76 (1,38) <b>0,000</b>	-1,62 (1,16) <b>0,000</b>

## C.5. Análisis comparativo de subgrupos mediante variables biomecánicas

- Subgrupo *Meniscopatía*

Tabla C.15: Análisis comparativo entre el GN y el subgrupo *Meniscopatía* en la prueba de subir escaleras.

	Grupo control		T Student	Subgrupo <i>Meniscopatía</i>	
	Media	Desviación típica		Media	Desviación típica
T_Ciclo_S	2,473	0,278	0,028	2,175	0,353
T_apoyo_S	1,051	0,129	<b>0,000</b>	1,292	0,221
A_ppal_apo_S	59,436	5,717	<b>0,000</b>	27,153	5,973
A_ppal_osc_S	90,344	8,684	<b>0,000</b>	75,144	6,465
A_sec_apo_S	7,122	5,118	0,428	8,974	2,346
A_sec_osc_S	94,459	10,009	0,246	89,104	6,519
Fz_apo_S	1,004	0,046	<b>0,000</b>	0,881	0,185
Fz_osc_S	0,747	0,054	0,014	0,812	0,072
Fz_des_S	1,123	0,101	0,033	1,023	0,032
Mf_apo_S	0,142	0,040	0,396	0,127	0,020
Mf_des_S	0,124	0,036	0,718	0,118	0,027
Ms_apo_S	0,180	0,046	<b>0,002</b>	0,112	0,054
Ms_des_S	0,104	0,042	<b>0,000</b>	0,029	0,034

Tabla C.16: Análisis comparativo entre el GC y el subgrupo *Meniscopatía* en la prueba de bajar escaleras

	Grupo control		T Student	Subgrupo <i>Meniscopatía</i>	
	Media	Desviación típica		Media	Desviación típica
T_Ciclo_B	2.142	0.357	0.721	2.203	0.464
T_apoyo_B	0.919	0.142	<b>0.000</b>	1.317	0.327
A_ppal_apo_B	22.274	6.358	<b>0.000</b>	7.914	4.122
A_ppal_osc_B	98.560	8.810	<b>0.000</b>	79.766	7.908
A_sec_apo_B	5.446	5.714	<b>0.002</b>	13.875	5.783
A_sec_osc_B	101.733	8.257	<b>0.000</b>	84.901	9.419
Fz_apo_B	1.391	0.185	<b>0.000</b>	0.989	0.239
Fz_osc_B	0.770	0.070	<b>0.001</b>	0.880	0.060
Fz_des_B	0.954	0.073	0.258	0.914	0.089
Mf_apo_B	0.203	0.042	<b>0.002</b>	0.138	0.032
Mf_des_B	0.172	0.040	0.149	0.145	0.024
Ms_apo_B	-0.141	0.053	<b>0.004</b>	-0.068	0.032

- **Subgrupo Ligamentoplastia**

Tabla C.17: Análisis comparativo entre el GC y el subgrupo Ligamentoplastia en la prueba de subir escaleras.

	Grupo control		T Student	Subgrupo Ligamentoplastia	
	Media	Desviación típica		Media	Desviación típica
T_Ciclo_S	2,473	0,278	<b>0,000</b>	1,844	0,435
T_apoyo_S	1,051	0,129	0,219	1,113	0,205
A_ppal_apo_S	59,436	5,717	<b>0,000</b>	30,611	17,447
A_ppal_osc_S	90,344	8,684	<b>0,000</b>	77,073	13,003
A_sec_apo_S	7,122	5,118	0,738	6,527	3,432
A_sec_osc_S	94,459	10,009	<b>0,001</b>	81,749	11,927
Fz_apo_S	1,004	0,046	0,025	0,961	0,087
Fz_osc_S	0,747	0,054	0,514	0,760	0,068
Fz_des_S	1,123	0,101	0,629	1,106	0,066
Mf_apo_S	0,142	0,040	0,792	0,138	0,039
Mf_des_S	0,124	0,036	0,304	0,111	0,028
Ms_apo_S	0,180	0,046	<b>0,000</b>	0,096	0,109
Ms_des_S	0,104	0,042	<b>0,000</b>	0,042	0,041

Tabla C.18: Análisis comparativo entre el GC y el subgrupo Ligamentoplastia en la prueba de bajar escaleras.

	Grupo control		T Student	Subgrupo Ligamentoplastia	
	Media	Desviación típica		Media	Desviación típica
T_Ciclo_B	2,142	0,357	<b>0,009</b>	1,784	0,471
T_apoyo_B	0,919	0,142	0,067	1,039	0,342
A_ppal_apo_B	22,274	6,358	<b>0,000</b>	11,131	4,918
A_ppal_osc_B	98,560	8,810	<b>0,001</b>	88,058	7,952
A_sec_apo_B	5,446	5,714	<b>0,001</b>	12,478	5,646
A_sec_osc_B	101,733	8,257	<b>0,000</b>	84,206	14,860
Fz_apo_B	1,391	0,185	0,033	1,245	0,207
Fz_osc_B	0,770	0,070	<b>0,009</b>	0,836	0,060
Fz_des_B	0,954	0,073	0,124	0,913	0,070
Mf_apo_B	0,203	0,042	0,302	0,185	0,070
Mf_des_B	0,172	0,040	0,818	0,168	0,054
Ms_apo_B	-0,141	0,053	<b>0,003</b>	-0,084	0,031
Ms_des_B	0,270	0,061	0,330	0,294	0,100

- **Subgrupo Femoropatelar**

Tabla C.19: Análisis comparativo entre el GC y el subgrupo Femoropatelar en la prueba de subir escaleras.

	Grupo control			Subgrupo Femoropatelar	
	Media	Desviación típica	T de Student	Media	Desviación típica
T_Ciclo_S	2,473	0,278	0,071	2,208	0,877
T_apoyo_S	1,051	0,129	<b>0,002</b>	1,328	0,597
A_ppal_apo_S	59,436	5,717	<b>0,000</b>	28,766	9,292
A_ppal_osc_S	90,344	8,684	0,076	84,213	13,997
A_sec_apo_S	7,122	5,118	0,416	8,584	3,897
A_sec_osc_S	94,459	10,009	0,553	92,350	8,728
Fz_apo_S	1,004	0,046	<b>0,000</b>	0,880	0,163
Fz_osc_S	0,747	0,054	0,072	0,787	0,096
Fz_des_S	1,123	0,101	0,042	1,045	0,128
Mf_apo_S	0,142	0,040	0,024	0,106	0,061
Mf_des_S	0,124	0,036	0,093	0,101	0,049
Ms_apo_S	0,180	0,046	<b>0,000</b>	0,101	0,063
Ms_des_S	0,104	0,042	0,014	0,067	0,033

Tabla C.20: Análisis comparativo entre el GC y el subgrupo Femoropatelar en la prueba de bajar escaleras.

	Grupo control			Subgrupo Femoropatelar	
	Media	Desviación típica	T de Student	Media	Desviación típica
T_Ciclo_B	2,142	0,357	0,325	1,989	0,767
T_apoyo_B	0,919	0,142	<b>0,004</b>	1,160	0,527
A_ppal_apo_B	22,274	6,358	<b>0,000</b>	7,946	9,608
A_ppal_osc_B	98,560	8,810	0,047	92,016	10,478
A_sec_apo_B	5,446	5,714	<b>0,000</b>	18,893	6,124
A_sec_osc_B	101,733	8,257	<b>0,000</b>	89,792	8,789
Fz_apo_B	1,391	0,185	<b>0,000</b>	1,105	0,215
Fz_osc_B	0,770	0,070	0,374	0,795	0,119
Fz_des_B	0,954	0,073	0,984	0,953	0,085
Mf_apo_B	0,203	0,042	<b>0,000</b>	0,123	0,048
Mf_des_B	0,172	0,040	<b>0,001</b>	0,122	0,046
Ms_apo_B	-0,141	0,053	0,482	-0,127	0,039
Ms_des_B	0,270	0,061	<b>0,002</b>	0,196	0,090

- **Subgrupo Traumática**

Tabla C.21: *Análisis comparativo entre el GC y el subgrupo Traumática en la prueba de subir escaleras.*

	Grupo control		T de Student	Subgrupo <i>Traumatológica</i>	
	Media	Desviación típica		Media	Desviación típica
T_Ciclo_S	2,473	0,278	0,829	2,433	1,215
T_apoyo_S	1,051	0,129	<b>0,001</b>	1,446	0,815
A_ppal_apo_S	59,436	5,717	<b>0,000</b>	31,689	7,168
A_ppal_osc_S	90,344	8,684	<b>0,000</b>	69,478	10,824
A_sec_apo_S	7,122	5,118	0,122	10,274	7,389
A_sec_osc_S	94,459	10,009	<b>0,000</b>	77,489	8,816
Fz_apo_S	1,004	0,046	<b>0,001</b>	0,900	0,211
Fz_osc_S	0,747	0,054	0,086	0,786	0,113
Fz_des_S	1,123	0,101	<b>0,003</b>	1,006	0,150
Mf_apo_S	0,142	0,040	<b>0,002</b>	0,089	0,069
Mf_des_S	0,124	0,036	0,036	0,096	0,037
Ms_apo_S	0,180	0,046	<b>0,000</b>	0,108	0,058
Ms_des_S	0,104	0,042	0,044	0,074	0,045

Tabla C.22: *Análisis comparativo entre el GC y el subgrupo Traumática en la prueba de bajar escaleras.*

	Grupo control		T de Student	Subgrupo <i>Traumatológica</i>	
	Media	Desviación típica		Media	Desviación típica
T_Ciclo_B	2,142	0,357	0,334	2,348	1,347
T_apoyo_B	0,919	0,142	<b>0,001</b>	1,432	1,110
A_ppal_apo_B	22,274	6,358	<b>0,000</b>	10,910	6,417
A_ppal_osc_B	98,560	8,810	<b>0,001</b>	87,240	8,491
A_sec_apo_B	5,446	5,714	<b>0,000</b>	15,013	5,216
A_sec_osc_B	101,733	8,257	<b>0,000</b>	86,701	9,997
Fz_apo_B	1,391	0,185	<b>0,001</b>	1,133	0,273
Fz_osct_B	0,770	0,070	0,011	0,839	0,092
Fz_des_B	0,954	0,073	0,116	0,909	0,112
Mf_apo_B	0,203	0,042	<b>0,000</b>	0,140	0,062
Mf_des_B	0,172	0,040	<b>0,004</b>	0,127	0,051
Ms_apo_B	-0,141	0,053	<b>0,005</b>	-0,086	0,033
Ms_des_B	0,270	0,061	0,018	0,214	0,093

- **Subgrupo Degenerativa**

Tabla C.23: Análisis comparativo entre el GC y el subgrupo Degenerativa en la prueba de subir escaleras.

	Grupo control		T de Student	Subgrupo Degenerativa	
	Media	Desviación típica		Media	Desviación típica
T_Ciclo_S	2,473	0,278	0,179	2,324	0,229
T_apoyo__S	1,051	0,129	<b>0,000</b>	1,282	0,149
A_ppal_apo_S	59,436	5,717	<b>0,000</b>	27,235	11,962
A_ppal_osc_S	90,344	8,684	<b>0,000</b>	66,196	18,278
A_sec_apo_S	7,122	5,118	0,628	8,113	4,866
A_sec_osc_S	94,459	10,009	<b>0,004</b>	81,807	14,908
Fz_apo_S	1,004	0,046	<b>0,000</b>	0,904	0,063
Fz_osc_S	0,747	0,054	<b>0,000</b>	0,851	0,050
Fz_des_S	1,123	0,101	<b>0,000</b>	0,928	0,088
Mf_apo_S	0,142	0,040	0,297	0,124	0,064
Mf_des_S	0,124	0,036	0,193	0,105	0,035
Ms_apo_S	0,180	0,046	<b>0,000</b>	0,087	0,036
Ms_des_S	0,104	0,042	0,104	0,077	0,033

Tabla C.24: Análisis comparativo entre el GC y el subgrupo Degenerativa en la prueba de bajar escaleras.

	Grupo control		T de Student	Subgrupo Degenerativa	
	Media	Desviación típica		Media	Desviación típica
T_Ciclo_B	2,142	0,357	0,960	2,149	0,405
T_apoyo_B	0,919	0,142	<b>0,000</b>	1,270	0,257
A_ppal_apo_B	22,274	6,358	<b>0,000</b>	8,037	5,339
A_ppal_osc_B	98,560	8,810	<b>0,001</b>	84,512	20,741
A_sec_apo_B	5,446	5,714	<b>0,000</b>	16,668	13,812
A_sec_osc_B	101,733	8,257	<b>0,000</b>	86,800	7,344
Fz_apo_B	1,391	0,185	<b>0,000</b>	1,039	0,331
Fz_osc_B	0,770	0,070	<b>0,000</b>	0,899	0,048
Fz_des_B	0,954	0,073	0,046	0,895	0,062
Mf_apo_B	0,203	0,042	<b>0,002</b>	0,149	0,030
Mf_des_B	0,172	0,040	0,013	0,131	0,034
Ms_apo_B	-0,141	0,053	0,014	-0,088	0,041
Ms_des_B	0,270	0,061	<b>0,001</b>	0,190	0,061