



Universidad Autónoma de San Luis Potosí

Facultad de Ingeniería

Centro de Investigación y Estudios de Posgrado

Análisis de la influencia de factores intrínsecos y extrínsecos del cuerpo humano en el riesgo de lesión del ligamento cruzado anterior durante el aterrizaje a dos piernas

T E S I S

Que para obtener el grado de:

Doctor en Ingeniería Mecánica

Opción: Mecatrónica y Sistemas Mecánicos

Presenta:

M. I. Angel de Jesús Cerda Lugo

Asesor:

Dr. Hugo Iván Medellín Castillo

Coasesor:

Dr. Alejandro González de Alba



22 de mayo de 2025

M.I. ÁNGEL DE JESÚS CERDA LUGO
P R E S E N T E.

En atención a su solicitud de Temario, presentada por los **Dres. Hugo Iván Medellín Castillo y Alejandro González de Alba**, Asesor y Coasesor de la Tesis que desarrollará Usted, con el objeto de obtener el Grado de **Doctor en Ingeniería Mecánica**, me es grato comunicarle que en la sesión del H. Consejo Técnico Consultivo celebrada el día 22 de mayo del presente, fue aprobado el Temario propuesto:

TEMARIO:

"Análisis de la influencia de factores intrínsecos y extrínsecos del cuerpo humano en el riesgo de lesión del ligamento cruzado anterior durante el aterrizaje a dos piernas"

1. Introducción.
 2. Estado del arte de lesiones de Ligamento Cruzado Anterior.
 3. Modelado dinámico del cuerpo humano en condiciones de aterrizaje a dos piernas.
 4. Análisis del efecto de los parámetros extrínsecos e intrínsecos sobre las cargas en las rodillas.
 5. Análisis de las fuerzas y velocidades de deformación en los ligamentos de la rodilla.
 6. Análisis del riesgo de lesión en el Ligamento Cruzado Anterior.
 7. Conclusiones
- Referencias.

"MODOS ET CUNCTARUM RERUM MENSURAS AUDEBO"

A T E N T A M E N T E


DR. EMILIO JORGE GONZÁLEZ GALVÁN
DIRECTOR.

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA
DE SAN LUIS POTOSÍ
FACULTAD DE INGENIERÍA
DIRECCION

www.uaslp.mx

Dedicatoria

A mi papá Juan Angel Cerda Torres, DEP

“¿Qué te pasa, hijo?”

“No estoy listo, Baba”

“¿No te has preparado para ser rey toda tu vida? ¿No has entrenado y estudiado, estando a mi lado?”

“De eso se trata. No estoy listo para estar sin ti”

“Un hombre que no ha preparado a sus hijos para su propia muerte ha fallado como padre. ¿Te he fallado alguna vez?”

“Nunca”

Pantera Negra (2018), Diálogo entre T’Chaka y T’Challa

Resumen

Esta tesis evalúa la influencia de parámetros intrínsecos y extrínsecos en el riesgo de lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) durante aterrizajes a dos piernas. Se realizó primero una revisión del estado del arte, identificando el aterrizaje como una de las tareas más asociadas a la lesión del LCA. Posteriormente, se desarrolló un modelo musculoesquelético simplificado para estimar fuerzas y momentos articulares de rodilla, analizando cómo la postura, la rigidez articular, la altura de caída y la rigidez de la superficie afectan la carga sobre la articulación. Además, se propuso un modelo geométrico de rodilla que permite estimar deformación y esfuerzo ligamentoso a partir del ángulo de flexión, y se implementó una metodología de fatiga para evaluar el tiempo de ruptura del LCA bajo múltiples ciclos de salto, comparando los resultados con la caminata como referencia. Los hallazgos señalan que la postura y la rigidez articular son los factores más determinantes en el riesgo de lesión, lo que sugiere que la técnica de aterrizaje es clave en la prevención. En conjunto, las metodologías propuestas demuestran que modelos de bajo costo computacional pueden generar conclusiones de gran impacto y servir como base para programas de prevención de lesiones, con potencial de extenderse a otros movimientos y articulaciones.

Abstract

This thesis evaluates the influence of intrinsic and extrinsic parameters on the risk of anterior cruciate ligament (ACL) injury during two-foot landings. First, a review of the state of the art was conducted, identifying landing as one of the tasks most associated with ACL injury. Subsequently, a simplified musculoskeletal model was developed to estimate knee joint forces and moments, analyzing how posture, joint stiffness, fall height, and surface stiffness affect the load on the joint. In addition, a geometric knee model was proposed that allows deformation and ligament stress to be estimated from the angle of flexion, and a fatigue methodology was implemented to evaluate the time to ACL rupture under multiple jump cycles, comparing the results with walking as a reference. The findings indicate that posture and joint stiffness are the most decisive factors in injury risk, suggesting that landing technique is key to prevention. Taken together, the proposed methodologies demonstrate that low-computational-cost models can generate high-impact conclusions and serve as a basis for injury prevention programs, with the potential to be extended to other movements and joints.

Agradecimientos

A mis padres Juan Angel Cerda Torres (QEPD) y Elida Lugo Rodríguez, por el apoyo que me han dado a lo largo de toda mi vida. Por estar siempre cuando los necesito y ser mi guía y mi apoyo en todo momento. A mis hermanas Nubia Juaneli Cerda Lugo y Saraí Priscila Cerda Lugo, por ser un ejemplo en el ámbito profesional y personal.

A mi esposa Diana Araceli Salazar Hernández, por ser mi más grande apoyo en todo aspecto de mi vida. Gracias por ser mi motivación, mi amiga, mi esposa, mi regañona, mi lugar seguro, mi todo. Muchas veces te he dicho que no cambiaría nada de ti porque no serías la persona que elegí para ser mi compañera y nuevamente lo confirmo. Te amo mucho.

A mi hijo Isaac Zaíd Cerda Salazar, que me ha llenado de alegría mi vida. Mi hijo es mi felicidad, mi tristeza, mi ansiedad, mi preocupación, mi estrés, mis risas, mi mejor amigo, en fin, él es todo para mí. Te amo hijo, gracias por permitirme ser tu papá y gracias por la fortaleza y amor que le inyectas a mi vida. Tú y tu mamá son mis ganas de vivir.

A mis asesores Hugo Iván Medellín Castillo y Alejandro González de Alba, por su apoyo, orientación y paciencia a lo largo del trabajo de esta tesis doctoral y de manera personal. Sin ustedes, este trabajo no sería posible.

A Sergio Steve Juárez Gutiérrez, por el apoyo y la amistad a lo largo del estudio del doctorado. Sabes que fuiste mi apoyo por un gran tiempo, gracias por escucharme, por comprenderme y por afrontar de manera conjunta este desafío. Vamos por unas tortas.

A Omar Pérez Martínez, por la gran amistad y el apoyo que siempre me diste a lo largo de este proyecto. Gracias por escucharme y porque siempre que te pedí algún favor para culminar esta etapa, me apoyaste. Siempre estaré infinitamente agradecido.

A la Facultad de Ingeniería de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí (UASLP) y a la Secretaría de Ciencia, Humanidades, Tecnología e Innovación (SECIHTI) por permitirme ser parte del programa de doctorado y otorgarme el apoyo económico durante este periodo.

Al personal docente del programa de doctorado, por el nuevo conocimiento impartido durante las asignaturas correspondientes.

Publicaciones obtenidas durante el trabajo de tesis

Cerda-Lugo A, Gonzalez-Galvan E, Gonzalez A. Leg-ligament-thigh-trunk Dynamic Model to Describe Posture Recovery after Double-leg Landing Task. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc. 2021 Nov;2021:4816-4819. doi: 10.1109/EMBC46164.2021.9629955. PMID: 34892287.

Cerda-Lugo A, Medellín-Castillo HI, González A. Análisis de sensibilidad en fuerzas de rodilla durante el movimiento de aterrizaje a dos piernas en el plano sagital. XXV Congreso Mexicano de Robótica COMRob 2023

Cerda-Lugo A, Medellín-Castillo HI, González A. Influence of intrinsic and extrinsic conditions on the knee joint loading during double-leg landing using a musculoskeletal model in the sagittal plane. Proc Inst Mech Eng H. 2026 Jan;240(1):12-24. doi: 10.1177/09544119251401698. Epub 2025 Dec 25. PMID: 41450037.

Originalidad



UASLP
Universidad Autónoma
de San Luis Potosí



FACULTAD DE
INGENIERÍA



CENTRO DE
**INVESTIGACIÓN
Y ESTUDIOS
DE POSGRADO**

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SAN LUIS POTOSÍ
FACULTAD DE INGENIERÍA
Área de Investigación y Estudios de Posgrado

DECLARACIÓN

El presente trabajo que lleva por título:

Análisis de la influencia de factores intrínsecos y extrínsecos del cuerpo humano en el riesgo de lesión del ligamento cruzado anterior durante el aterrizaje a dos piernas

se realizó en el periodo marzo de 2020 a febrero de 2026 bajo la dirección del Dr. Hugo Iván Medellín Castillo y el Dr. Alejandro González de Alba

Originalidad

Por este medio aseguro que he realizado el trabajo reportado, y la escritura de este documento de tesis para fines académicos sin ayuda indebida de terceros y sin utilizar otros medios más que los indicados.

Las referencias e información tomadas directa o indirectamente de otras fuentes se han definido en el texto como tales y se ha dado el debido crédito a las mismas.

El autor exime a la UASLP de las opiniones vertidas en este trabajo escrito y asume la responsabilidad total del mismo.

Este trabajo no ha sido sometido como tesis o trabajo terminal a ninguna otra institución nacional o internacional en forma parcial o total, exceptuando el caso cuando existe un convenio específico de doble titulación celebrado entre ambas instituciones.

Se autoriza a la UASLP para que divulgue este documento para fines académicos.

El autor del trabajo escrito, Angel de Jesús Cerda Lugo

Índice General

Resumen.....	I
Agradecimientos.....	III
Publicaciones obtenidas durante el trabajo de tesis	V
Originalidad	VII
Capítulo 1 Introducción	1
1.1 Justificación	2
1.2 Hipótesis	3
1.3 Objetivos.....	3
1.3.1 Objetivo principal.....	3
1.3.2 Objetivos específicos	3
1.4 Metodología propuesta para la evaluación del riesgo de lesión	4
1.5 Estructura de la tesis.....	4
Capítulo 2 Estado del arte de lesiones de Ligamento Cruzado Anterior	7
2.1 Biomecánica	7
2.2 Tópicos importantes dentro de la biomecánica.....	7
2.3 Anatomía de la rodilla.....	9
2.4 Antecedentes de análisis de lesión de LCA	10
2.4.1 Mecanismo de lesión del LCA	10
2.4.2 Fatiga en el LCA.....	20
2.4.3 Modelos utilizados para análisis del LCA.....	24
2.5 Análisis y discusión del estado del arte	27
Capítulo 3 Modelado dinámico del cuerpo humano en condiciones de aterrizaje a dos piernas	29
3.1 Modelo de la tarea de aterrizaje a dos piernas.....	29

3.2 Calibración de los coeficientes de Hunt-Crossley	33
3.3 Solución del modelo de contacto	39
Capítulo 4 Análisis del efecto de los parámetros extrínsecos e intrínsecos sobre las cargas de rodilla	45
4.1 Análisis paramétrico	45
4.2 Análisis de sensibilidad	47
4.3 Efecto multivariable.....	48
4.4 Análisis y discusión de resultados	52
Capítulo 5 Análisis de las fuerzas y velocidad de deformación en los ligamentos de la rodilla	55
5.1 Modelo geométrico de rodilla	55
5.1.1 Condición de contacto	56
5.1.2 Condición de compatibilidad geométrica	58
5.1.3 Fuerzas en ligamentos	59
5.1.4 Fuerza de contacto	60
5.1.5 Ecuaciones de movimiento	61
5.1.6 Método de Newmark.....	62
5.1.7 Simulación de modelo de rodilla.....	63
5.2 Modelo quasi-estático de rodilla	66
5.2.1 Modelo de rodilla con un punto de contacto constante.....	67
5.2.2 Modelo de rodilla con punto de contacto de tibia constante	69
5.3 Velocidad de deformación de los ligamentos	74
5.4 Análisis de sensibilidad y paramétrico	76
5.4.1 Análisis de sensibilidad	77
5.4.2 Análisis paramétrico	79
Capítulo 6 Análisis de riesgo de lesión en el Ligamento Cruzado Anterior	87

6.1 Modelo de daño del ligamento.....	87
6.2 Esfuerzo del ligamento como función de la velocidad de deformación.....	90
6.2.1 Calibración de ecuaciones de esfuerzos en función de la velocidad de deformación	91
6.3 Respuesta a fatiga del LCA bajo distintas actividades	105
6.3.1 Caminata.....	105
6.3.2 Flexión – Extensión	110
6.3.3 Análisis del tiempo de ruptura y ciclos entre actividades	115
6.3.4 Aterrizaje a dos piernas	118
6.4 Análisis y discusión del modelo de Daño Acumulado Mecánico aplicado en esfuerzos por fatiga	123
Capítulo 7 Conclusiones.....	127
7.1 Conclusiones generales	127
7.2 Limitaciones del estudio	129
7.3 Trabajo a futuro	129
Referencias	131

Índice de Figuras

Figura 1.1 Esquema de la metodología propuesta para evaluar el riesgo de daño del ligamento cruzado anterior, la cual comprende el modelado dinámico del aterrizaje a dos piernas para obtener el ángulo de flexión de la rodilla, el modelado geométrico de la rodilla para calcular deformación, velocidad de deformación, fuerza y esfuerzo en el ligamento cruzado anterior, y modelado del daño continuo mecánico para estimar el tiempo de ruptura del ligamento y compararlo con el tiempo de daño característico de la caminata.....	5
Figura 2.1 Planos y direcciones anatómicas en el cuerpo humano.....	8
Figura 2.2 Anatomía ósea de la rodilla [44]	9
Figura 2.3 Anatomía de la rodilla tomando en cuenta ligamentos y tendones.....	10
Figura 2.4 Ilustración del protocolo de salto vertical [23]	11
Figura 2.5 Localización de las marcas para la medición de trayectorias articulares [23]	12
Figura 2.6 Comparación cinemática entre los valores promedio medidos de la población de atletas lesionadas y no lesionadas [23]	13
Figura 2.7 Tareas experimentales: a) Aterrizaje en una sola extremidad, b) Plantar y cortar, c) Aterrizaje con ambas piernas [45]	14
Figura 2.8 Seis movimientos donde se presentó lesión de ligamento cruzado durante eventos deportivos televisados [24]	16
Figura 2.9 Fragmentos en los que la línea de carga se sitúa por detrás de la rodilla, generando un momento de flexión que aumenta el riesgo de lesión del LCA [24]	17
Figura 2.10 Posiciones de Centrales Inerciales (IMU, por sus siglas en inglés) durante la prueba SLS [49]	18
Figura 2.11 Porción del modelo de rodilla desarrollado en OpenSim, tomando en cuenta ligamentos y músculos [34].....	20
Figura 2.12 Movimiento del swing de golf.....	21
Figura 2.13 Comportamiento de a) rotaciones angulares, b) fuerzas articulares y c) momentos articulares en un ciclo del swing de golf [26]	23
Figura 2.14 Relación del esfuerzo aplicado con el número de ciclos a falla [26]	24
Figura 2.15 Modelo multicuerpo para analizar la cinemática articular y calcular vida del LCA [26].....	25
Figura 2.16 Modelo discreto de la articulación de la rodilla diseñado en OpenSim [62]	26

Figura 2.17 Modelos de elementos viscoelásticos de a) Kelvin-Voigt, b) Maxwell y c) Poynting-Thomson	26
Figura 3.1 Diagrama esquemático del aterrizaje a dos piernas, que representa a) las coordenadas generalizadas y fuerzas externas, b) parámetros inerciales y c) rigidez y amortiguamiento articular	30
Figura 3.2 Diagrama de Cuerpo Libre de a) Pies y b) Piernas	32
Figura 3.3 Comportamiento de la fuerza de reacción sobre el suelo en la tarea de aterrizaje a dos piernas.	34
Figura 3.4 Fuerza de Reacción sobre el Suelo Máxima (GRF_{max}) en el primer escenario de contacto como función de k_1 y D_1	37
Figura 3.5 Fuerza de Reacción sobre el Suelo Máxima (GRF_{max}) en el segundo escenario de contacto como función de k_2 y D_2	38
Figura 3.6 Comportamiento de las orientaciones angulares de los eslabones del modelo de la tarea de aterrizaje a dos piernas.	40
Figura 3.7 Respuesta dinámica de las fuerzas de reacción del suelo y de la rodilla, y del momento de reacción en la articulación de la rodilla.	41
Figura 3.8 Respuesta dinámica de las fuerzas de reacción del suelo y de la rodilla, y del momento de reacción en la articulación de la rodilla con alta rigidez articular.	42
Figura 3.9 Respuesta dinámica de las fuerzas de reacción del suelo y de la rodilla, y del momento de reacción en la articulación de la rodilla con baja rigidez articular.	43
Figura 4.1 Influencia de los parámetros extrínsecos e intrínsecos sobre a) $GRF_{máxima}$, b) Rk máxima, c) Mk	46
Figura 4.2 Resultados del análisis de sensibilidad OAT	48
Figura 4.3 Superficies de nivel de: a) GRF máxima, b) Rk máxima, y c) Mk máximo; para diferentes valores de θ_1 , θ_2 y θ_3 , y con $\theta_4 = 73^\circ$	50
Figura 4.4 Gráficas de contorno de: a) GRF máxima, b) Rk máxima, y c) Mk máximo con variación de valores de k_j y k_s	51
Figura 5.1 Diagrama esquemático para la solución del comportamiento de la fuerza de reacción en ligamento de la rodilla	56
Figura 5.2 Análisis vectorial del contacto entre tibia y fémur	57
Figura 5.3 Análisis vectorial para calcular el vector de longitud del j-ésimo ligamento	59

Figura 5.4 Diagrama de cuerpo libre para la solución de las ecuaciones de movimiento de la articulación de la rodilla	61
Figura 5.5 Comportamiento de las incógnitas del modelo de rodilla para una fuerza $Ft = 0$	65
Figura 5.6 Comportamiento de las incógnitas del modelo de rodilla para una amplitud de fuerza $A = 5\text{ N}$	66
Figura 5.7 Comportamiento de las incógnitas del modelo de rodilla para una amplitud de fuerza $A = 10\text{ N}$	66
Figura 5.8 Fuerza de ligamentos en función del ángulo de flexión de rodilla asumiendo un punto de contacto constante	68
Figura 5.9 Comportamiento de la sumatoria de momentos con respecto al incremento angular $\Delta\alpha$ ante la fuerza externa a) $Fe = 00T\text{ (N)}$, b) $Fe = -100T\text{ (N)}$ y c) $Fe = 280T\text{ (N)}$	70
Figura 5.10 Ajuste de polinomio de cuarto grado con respecto a los valores de xc calculados con respecto al ángulo de flexión de rodilla α	71
Figura 5.11 Fuerza de ligamentos en función del ángulo de flexión de rodilla α asumiendo punto de contacto de la tibia constante	72
Figura 5.12 Comportamiento de la sumatoria de momentos con respecto al incremento angular $\Delta\alpha$ ante la fuerza externa a) $Fe = 00T\text{ (N)}$, b) $Fe = -100T\text{ (N)}$ y c) $Fe = 280T\text{ (N)}$ en el modelo de rodilla con punto de contacto constante en la tibia.	73
Figura 5.13 Análisis de la obtención del ángulo de flexión α con respecto a las orientaciones angulares de las piernas θ_2 y los muslos θ_3 propuestas en el modelo dinámico de aterrizaje a dos piernas	75
Figura 5.14 Velocidad de deformación en función del ángulo de flexión de rodilla	76
Figura 5.15 Análisis de sensibilidad de las velocidades de deformación máximas de a) LCM, b) LCL, c) LCA y d) LCP	78
Figura 5.16 Superficies de nivel de las velocidades de deformación máxima de a) LCM, b) LCL, c) LCA y d) LCP variando los ángulos al momento del impacto de los pies, piernas y muslos...80	
Figura 5.17 Análisis paramétrico de las velocidades de deformación máximas de a) LCM, b) LCL, c) LCA y d) LCP	82
Figura 5.18 Comportamiento de la deformación máxima de los ligamentos a) LCM, b) LCL, c) LCA y d) LCP variando los valores de la rigidez de superficie y articular	84

Figura 6.1 Tiempo de ruptura en horas calculado de los ligamentos contra porcentaje de esfuerzo último a tensión a) estudio presentado por Schwab [1] y b) gráfica reproducida del artículo de Schwab [105] para el uso del modelo	90
Figura 6.2 Comportamiento de la curva esfuerzo – deformación ante la variación de la velocidad de deformación [89]	91
Figura 6.3 Comportamiento del esfuerzo del LCA como función del ángulo de flexión.	93
Figura 6.4 Gráfica del movimiento simple de flexión-extensión a una frecuencia de $f = 1$ Hz	94
Figura 6.5 Comportamiento del esfuerzo del LCA como función del tiempo contemplando una frecuencia de 1 Hz.	94
Figura 6.6 Comportamiento de los esfuerzos máximo, último la tensión y porcentaje de esfuerzo máximo con respecto al esfuerzo último a la tensión utilizando las ecuaciones (6.14) y (6.15).....	96
Figura 6.7 Comportamiento del tiempo de ruptura y número de ciclos, ante la variación de frecuencia aplicada en el ligamento utilizando las ecuaciones (6.14) y (6.15)	97
Figura 6.8 Comportamiento de los esfuerzos máximo, último la tensión y porcentaje de esfuerzo máximo con respecto al esfuerzo último a la tensión utilizando las ecuaciones (6.16) y (6.17).....	98
Figura 6.9 Comportamiento del tiempo de ruptura y número de ciclos, ante la variación de frecuencia aplicada en el ligamento utilizando las ecuaciones (6.16) y (6.17)	99
Figura 6.10 Comportamiento de los esfuerzos máximo, último la tensión y porcentaje de esfuerzo máximo con respecto al esfuerzo último a la tensión utilizando una calibración proporcional.....	100
Figura 6.11 Comportamiento del tiempo de ruptura y número de ciclos, ante la variación de frecuencia aplicada en el ligamento utilizando las ecuaciones de la Tabla 6.1 fijando el valor de $A1$	102
Figura 6.12 Comportamiento del tiempo de ruptura y número de ciclos, ante la variación de frecuencia aplicada en el ligamento utilizando las ecuaciones de la Tabla 6.1 fijando el valor de $A1$	102
Figura 6.13 Comportamiento del tiempo de ruptura y número de ciclos, ante la variación de frecuencia aplicada en el ligamento utilizando las ecuaciones de la Tabla 6.1 fijando el valor de $B1$	103

Figura 6.14 Comportamiento del tiempo de ruptura y número de ciclos, ante la variación de frecuencia aplicada en el ligamento utilizando las ecuaciones de la Tabla 6.1 fijando el valor de $B1$	103
Figura 6.15 Comportamiento del tiempo de ruptura y número de ciclos, ante la variación de frecuencia aplicada en el ligamento utilizando las ecuaciones de la Tabla 6.1 fijando el valor de $A2$	104
Figura 6.16 Comportamiento del tiempo de ruptura y número de ciclos, ante la variación de frecuencia aplicada en el ligamento utilizando las ecuaciones de la Tabla 6.1 fijando el valor de $A2$	104
Figura 6.17 Ángulo de rodilla en función del porcentaje de caminata (gráfica superior) y tiempo de un ciclo a 1 Hz (gráfica inferior)	106
Figura 6.18 Comportamiento de la fuerza y deformación del LCA durante un ciclo de carga en caminata	107
Figura 6.19 Deformación unitaria del LCA durante múltiples ciclos de carga de caminata a 1 Hz	108
Figura 6.20 Tiempo de ruptura del LCA en función de la frecuencia de carga durante la caminata	109
Figura 6.21 Comportamiento de los ciclos de ruptura del LCA en función de la frecuencia de carga	110
Figura 6.22 Variación del ángulo de flexión de la rodilla en un ciclo de flexión-extensión a 1 Hz	111
Figura 6.23 Fuerza y deformación del LCA durante un ciclo de flexión-extensión simple a 1 Hz	112
Figura 6.24 Deformación unitaria del LCA durante 10 ciclos de flexión-extensión simple	113
Figura 6.25 Tiempo de ruptura del LCA en función de la frecuencia de carga durante flexión-extensión simple	114
Figura 6.26 Ciclos de ruptura del LCA en función de la frecuencia de carga durante flexión-extensión simple	115
Figura 6.27 Comparación del tiempo de ruptura del LCA en caminata y flexión-extensión simple según la frecuencia de carga	116
Figura 6.28 Tiempo de ruptura normalizado del LCA en caminata y flexión-extensión simple respecto a caminata a 1 Hz	117

Figura 6.29 Comparación del número de ciclos de ruptura del LCA en caminata y flexión- extensión simple	118
Figura 6.30 Posición insegura	118
Figura 6.31 Tiempo de ruptura del ligamento en función de la frecuencia, considerando la variación individual de altura de caída, rigidez articular y rigidez superficial, junto con las curvas de caminata, flexión-extensión y posición de referencia.	120
Figura 6.32 Resultados normalizados del tiempo de ruptura del ligamento en función de la frecuencia, considerando la variación de parámetros de altura, rigidez articular y rigidez superficial, junto con las curvas de caminata, flexión-extensión y posición de referencia.	120
Figura 6.33 Tiempo de ruptura normalizado del LCA en función de la frecuencia relativa de salto para variaciones de altura, rigidez articular y rigidez superficial, considerando una posición insegura , y normalizado respecto a la caminata a 1 Hz	122
Figura 6.34 Tiempo de ruptura normalizado del LCA en función de la frecuencia relativa de salto para variaciones de altura, rigidez articular y rigidez superficial, evaluado en la posición de referencia y normalizado respecto a la caminata a 1 Hz	123

Índice de Tablas

Tabla 3.1 Parámetros utilizados para llevar a cabo la calibración de los parámetros de contacto.	36
Tabla 3.2 Condiciones iniciales de la tarea de aterrizaje a dos piernas.	37
Tabla 3.3 Parámetros de rigidez y amortiguamiento en la punta de los pies (1) y talones (2) calibrados usando las ecuaciones de Hunt-Crossley.	39
Tabla 3.4 Valores de rigidez y amortiguamiento altos.	42
Tabla 3.5 Valores de rigidez y amortiguamiento bajos.	43
Tabla 5.1 Valores de los puntos de inserción, rigidez y longitud sin deformar de los ligamentos de rodilla.	60
Tabla 5.2 Parámetros de entrada para tiempo inicial.	63
Tabla 5.3 Parámetros iniciales calculados para el tiempo inicial	64
Tabla 5.4 Rango de valores de las variables de orientaciones angulares del modelo dinámico de aterrizaje a dos piernas para la obtención de superficies de nivel de las velocidades de deformación máximas en los ligamentos de rodilla	80
Tabla 6.1 Ecuaciones obtenidas fijando uno de los valores de las ecuaciones de evolución de módulo de Young y esfuerzo último a la tensión de las ecuaciones (6.8) y (6.9), respectivamente	101

Capítulo 1

Introducción

En la literatura se han realizado diversos estudios que analizan las lesiones más frecuentes en la comunidad deportiva, coincidiendo en que los miembros inferiores del cuerpo son los más afectados, particularmente la rodilla y el tobillo [1], [2], [3], [4]. En el caso específico de la rodilla, se ha reportado que las lesiones más comunes corresponden a esguinces, los cuales involucran daño en los ligamentos [5], [6].

Las lesiones de rodilla son una preocupación importante en la medicina deportiva debido a su prevalencia y a sus consecuencias potencialmente graves, especialmente en deportes de alta intensidad como el baloncesto, el voleibol y el fútbol americano [7], [8], [9], [10], [11], [12]. El LCA, el menisco y el tendón rotuliano son las estructuras más afectadas [13], [14], [15], [16], [17], y las lesiones en estas pueden comprometer gravemente la estabilidad y la función de la rodilla [18], lo que da lugar a problemas a largo plazo, como la reducción de la fuerza muscular [11], el deterioro del rendimiento en los saltos [19] y un riesgo elevado de osteoartritis (OA) [11]. Además, la carga financiera de las lesiones del LCA que provocan OA es considerable, con un coste estimado solo en Estados Unidos de 2800 millones de dólares al año [20]. Esto subraya la necesidad crítica de programas eficaces de prevención de lesiones y estrategias de detección para reducir la carga individual y social.

Las lesiones del LCA suelen ser sin contacto y se producen normalmente durante desaceleraciones repentinas o maniobras de aterrizaje [10]. Estos movimientos se asocian con frecuencia a patrones de movimiento específicos, como el desplazamiento lateral del tronco, el valgo de la rodilla, la rotación de la tibia y la reducción de la flexión de la rodilla, la cadera y el tronco [13], todos los cuales ejercen una tensión significativa sobre los ligamentos. Del mismo modo, la hiperextensión de la rodilla es un mecanismo crítico de lesión [21], ya que puede generar una fuerza excesiva sobre el mecanismo extensor de la rodilla, lo que puede provocar roturas del LCA y lesiones del tendón rotuliano [22]. Tanto las lesiones del LCA como las del menisco aumentan

considerablemente el riesgo de desarrollar OA, especialmente cuando se producen de forma combinada [20].

En los últimos 20 años, ha habido un creciente interés en investigar la biomecánica del aterrizaje, destacando la relación entre la técnica de aterrizaje y las lesiones de rodilla [11]. Algunos estudios se han centrado en los parámetros cinemáticos y cinéticos del cuerpo humano durante tareas específicas para comprender los riesgos de lesiones del LCA [1], [23], [24]. Purevsuren et al. [25], [26], [27], utilizaron un modelo musculoesquelético de las extremidades inferiores para calcular las fuerzas y los momentos articulares mediante un análisis cuasiestático. El modelo, obtenido de la bibliografía [28], comprendía seis segmentos corporales y 18 grados de libertad para las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo. Además, el modelo reproduce la interacción de 26 músculos con los segmentos corporales. Otros investigadores han utilizado modelos desarrollados en el software OpenSim [29], [30], para analizar diferentes tareas de movimiento [31], y la articulación de la rodilla [32], [33], [34]. Estos modelos consisten en segmentos esqueléticos conectados por elementos que representan los músculos. En la bibliografía también se han propuesto modelos musculoesqueléticos basados en la representación del músculo como un elemento viscoelástico [35], [36], [37]. En estos modelos, los músculos se modelan como un resorte y un amortiguador. Existen diferentes formas de representar los músculos en función del tipo de elemento viscoelástico elegido, por ejemplo, Maxwell, Kelvin-Voigt y Poynting-Thomson [38].

1.1 Justificación

A partir de la revisión bibliográfica se observa que se han propuesto varios modelos para evaluar las fuerzas y los momentos articulares del cuerpo humano. En estos modelos se han tomado en cuenta parámetros como los ángulos y desplazamientos de la rodilla, la velocidad y aceleración del tobillo, la posición de la cadera y las fuerzas de reacción del suelo. Sin embargo, de acuerdo al conocimiento de los autores, no se han estudiado a fondo factores adicionales como la rigidez articular y la interacción entre la superficie y el calzado. Además, no se han utilizado modelos musculoesqueléticos basados en el modelo muscular de Kelvin-Voigt para analizar las fuerzas de la articulación de la rodilla.

Mientras que en trabajos previos se ha abordado principalmente el modelado musculoesquelético para analizar las fuerzas y los momentos en la rodilla durante el aterrizaje a dos piernas, en esta tesis se amplía dicho enfoque mediante el desarrollo de un modelo específico de la

rodilla que permite calcular las fuerzas en el Ligamento Cruzado Anterior (LCA). Asimismo, se incorpora una metodología de fatiga para estimar el tiempo de ruptura del ligamento y se comparan los resultados con otros estudios, lo que permite un análisis más completo de los factores intrínsecos y extrínsecos que influyen en el riesgo de lesión.

La idea central de este trabajo de tesis es analizar la influencia de factores intrínsecos y extrínsecos del cuerpo humano en el riesgo de lesión del Ligamento Cruzado Anterior (LCA) durante la tarea de aterrizaje a dos piernas. Para ello se propone desarrollar un modelo dinámico en el plano sagital que represente los segmentos de pies, piernas, muslos y tronco, con el fin de calcular las fuerzas articulares y la evolución de las orientaciones angulares de cada miembro. Posteriormente, se propone desarrollar un modelo específico de rodilla que permita estimar las cargas sobre el LCA, y el cual se integre con el modelo corporal para aplicar una metodología de fatiga orientada a determinar el tiempo de ruptura del ligamento en condiciones de aterrizaje. Finalmente, los resultados obtenidos permitirán identificar los factores más relevantes e influyentes en el riesgo y lesión del LCA, aportando conclusiones de interés para la biomecánica y la prevención de lesiones.

1.2 Hipótesis

La hipótesis de este trabajo de tesis es que el riesgo de lesión del LCA puede estimarse mediante un modelo dinámico de la tarea de aterrizaje con dos piernas, acoplado a un modelo biomecánico de la rodilla y a un análisis por fatiga, lo cual permitiría evaluar la influencia de los parámetros intrínsecos y extrínsecos del cuerpo humano sobre el riesgo de lesión del LCA.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo principal

Desarrollar una metodología que permita evaluar el riesgo de lesión en el LCA como función de los parámetros intrínsecos y extrínsecos del cuerpo humano en la tarea de aterrizaje con dos piernas.

1.3.2 Objetivos específicos

- Desarrollar un modelo dinámico en el plano sagital que involucre los pies, piernas, muslos y tronco; y que permita calcular la fuerza en la rodilla y la evolución de la posición de los eslabones como función del tiempo.
- Evaluar la influencia de los parámetros intrínsecos y extrínsecos sobre la fuerza de rodilla, utilizando dicho valor como predictor de lesión.

- Desarrollar un modelo de la rodilla que permita calcular la fuerza en el LCA.
- Implementar un modelo de daño mecánico y análisis a fatiga del LCA para determinar la influencia de los parámetros intrínsecos y extrínsecos de cuerpo humano sobre la ruptura del LCA.

1.4 Metodología propuesta para la evaluación del riesgo de lesión

La metodología propuesta comprende tres etapas principales. En primer lugar, se emplea un modelo de aterrizaje a dos piernas cuyo objetivo es caracterizar el comportamiento del ángulo de flexión de la rodilla bajo diferentes condiciones, variando parámetros intrínsecos y extrínsecos del cuerpo humano. En segundo lugar, los valores de dicho ángulo de flexión se integran en un modelo específico de rodilla, en el cual la fuerza, la deformación y el esfuerzo del LCA dependen directamente de la cinemática articular. Posteriormente, se aplica un modelo de daño continuo mecánico para calcular el tiempo de ruptura de los ligamentos. En este proceso, la velocidad de deformación actualiza los valores del esfuerzo último a tensión y del módulo de Young, lo que incrementa el esfuerzo nominal del ligamento y acelera el comportamiento de daño acumulado. Finalmente, el tiempo de ruptura obtenido se compara con el tiempo característico de la caminata, permitiendo estimar el nivel de riesgo asociado al movimiento bajo las condiciones iniciales propuestas en el modelo de aterrizaje. En la Figura 1.1 se muestra un esquema general de la metodología antes descrita.

1.5 Estructura de la tesis

El resto de la tesis se encuentra organizada de la siguiente manera. En el Capítulo 2 se presenta una revisión de la literatura existente, incluyendo anatomía, mecanismos de lesión y factores de riesgo. En el Capítulo 3 se desarrolla y describe el modelo dinámico en el plano sagital para el cálculo de fuerza articular de rodilla. Mas adelante en el Capítulo 4 se utiliza este modelo dinámico para analizar la influencia de las diferentes condiciones intrínsecas y extrínsecas influyen sobre las cargas articulares. En el Capítulo 5 se presenta el análisis de las fuerzas y velocidades de deformación en los ligamentos de las rodillas. Posteriormente en el Capítulo 6 se aplican metodologías de daño y fatiga para estimar el riesgo de daño y vida del ligamento cruzado anterior. Finalmente, en el Capítulo 7 se sintetizan los hallazgos y conclusiones del trabajo, y se discuten las implicaciones prácticas de éste.

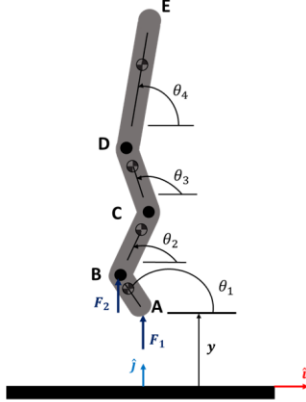
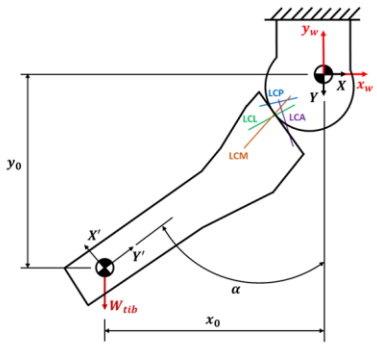
Modelado dinámico de la tarea de aterrizaje a dos piernas	Modelado geométrico de rodilla	Modelado de Daño Continuo Mecánico como función de la velocidad de deformación del ligamento
Entradas: Valores de parámetros intrínsecos (pose de contacto y rigidez articular) y extrínsecos (altura y rigidez suelo-zapato)  Salida: Comportamiento del ángulo de flexión de la rodilla como función del tiempo	Entrada: Comportamiento del ángulo de flexión de la rodilla como función del tiempo  Salida: Deformación, velocidad de deformación, fuerza y esfuerzo del Ligamento Cruzado Anterior	Entrada: Deformación, velocidad de deformación, fuerza y esfuerzo del Ligamento Cruzado Anterior $\dot{D} = -\frac{\sigma_{UTS}}{B \cdot C \cdot F} \left(\frac{\sigma_{UTS}}{B} (1 - D)^{\frac{(C-1)}{C}} \right) \left(\frac{\sigma_0 / \sigma_{UTS}}{1 - D} \right)^G$ Ecuación diferencial de daño acumulado $E = 130.057 \log \dot{\epsilon} + 302.4645$ $\sigma_{UTS} = 9.97 \log \dot{\epsilon} + 96.6044$ Cálculo del módulo de Young E y esfuerzo último a la tensión σ_{UTS} como función de la velocidad de deformación del ligamento Salida: Tiempo de ruptura del ligamento comparado con el tiempo de ruptura del caminado a una frecuencia de 1 hz.

Figura 1.1 Esquema de la metodología propuesta para evaluar el riesgo de daño del ligamento cruzado anterior, la cual comprende el modelado dinámico del aterrizaje a dos piernas para obtener el ángulo de flexión de la rodilla, el modelado geométrico de la rodilla para calcular deformación, velocidad de deformación, fuerza y esfuerzo en el ligamento cruzado anterior, y modelado del daño continuo mecánico para estimar el tiempo de ruptura del ligamento y compararlo con el tiempo de daño característico de la caminata.

Capítulo 2

Estado del arte de lesiones de Ligamento Cruzado Anterior

2.1 Biomecánica

La biomecánica del movimiento humano puede entenderse como un campo interdisciplinario dedicado a describir, analizar y evaluar las acciones físicas realizadas por las personas. Este ámbito abarca una amplia gama de actividades, por ejemplo, la marcha en individuos con discapacidad, el levantamiento de cargas en entornos laborales, hasta el rendimiento de atletas de alto nivel [39].

La ciencia que estudia de manera amplia el movimiento humano recibe el nombre de kinesiología [39], dentro de la cual la biomecánica se ocupa de describir con precisión las causas que lo generan. De acuerdo con Knudson [40], las aplicaciones de la biomecánica en el análisis del movimiento pueden agruparse en dos áreas fundamentales: i) la mejora del rendimiento y ii) la reducción o tratamiento de lesiones.

2.2 Tópicos importantes dentro de la biomecánica

Para comprender el alcance de la biomecánica resulta indispensable establecer ciertos conceptos generales que constituyen la base del análisis del movimiento humano. Estos tópicos permiten describir con precisión la posición de las estructuras corporales, los planos en los que se desarrollan los movimientos y las fuerzas que actúan sobre los tejidos. Una vez definidos, se convierten en el lenguaje común que facilita la interpretación de los modelos y resultados presentados en esta tesis.

El estudio biomecánico del cuerpo humano se apoya en la referencia a los planos anatómicos y a los ejes de movimiento, ya que estos permiten describir con precisión la dirección y la naturaleza de las acciones físicas. La Figura 2.1 ilustra los tres planos anatómicos principales utilizados en el análisis biomecánico del cuerpo humano. El plano frontal (azul) separa las regiones anterior y posterior del cuerpo, siendo útil para analizar abducción y aducción; aquí se destacan las

referencias proximal y distal, que indican cercanía o lejanía respecto al punto de origen. El plano sagital (verde) divide el cuerpo en mitades izquierda y derecha, y es clave para estudiar movimientos como la flexión y la extensión; en este plano se identifican las direcciones anterior y posterior. Por último, el plano transversal (rojo) divide el cuerpo en partes superior e inferior, y se emplea para estudiar rotaciones; en este plano se utilizan los términos medial y lateral, que describen la posición relativa respecto a la línea media corporal. Estos conceptos permiten describir con precisión la orientación espacial de las estructuras anatómicas y son fundamentales para interpretar los movimientos y fuerzas que se analizan en biomecánica [39], [40].

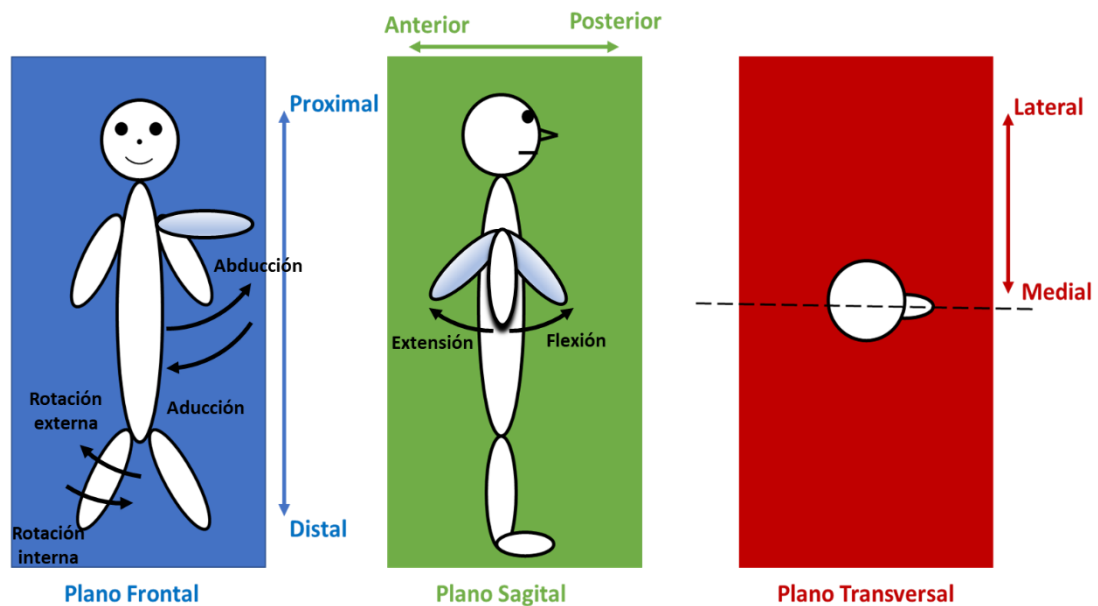


Figura 2.1 Planos y direcciones anatómicas en el cuerpo humano

En biomecánica, las fuerzas que actúan sobre el cuerpo se clasifican en externas, como la reacción del suelo durante un aterrizaje, e internas, generadas por la contracción muscular. Ambas influyen directamente en la dinámica articular. El análisis se complementa con el estudio del momento articular o torque, que describe la capacidad de una fuerza para producir rotación alrededor de una articulación. Estos conceptos son esenciales para comprender cómo se distribuyen las cargas y cómo se generan los movimientos en las extremidades [40], [41].

El análisis biomecánico se sustenta en los principios de la dinámica, particularmente en las leyes de Newton. La primera ley explica la inercia del cuerpo en reposo o movimiento; la segunda establece la relación entre fuerza, masa y aceleración; y la tercera describe la interacción entre fuerzas de acción y reacción [42]. Aplicadas al cuerpo humano, estas leyes permiten comprender

cómo las fuerzas externas e internas generan desplazamientos, aceleraciones y momentos articulares, constituyendo la base del estudio del movimiento [39], [40].

2.3 Anatomía de la rodilla

La rodilla es una de las articulaciones más complejas y estudiadas del cuerpo humano, debido a su papel central en la locomoción y a la alta incidencia de lesiones que se producen en ella. Su estructura combina elementos óseos, musculares, ligamentosos y meniscales que trabajan en conjunto para proporcionar movilidad y estabilidad [18], [43], [44]. Comprender de manera general esta anatomía es fundamental para analizar los mecanismos de movimiento y las posibles causas de lesión desde la perspectiva biomecánica.

La base de la articulación de la rodilla está formada por el fémur, la tibia, la rótula y el peroné. Los cóndilos femorales se articulan con las plataformas tibiales, cuya superficie es profundizada por los meniscos para mejorar la congruencia articular. Esta disposición ósea permite la transmisión de cargas y la movilidad en los planos principales de movimiento [18], [43], [44]. La Figura 2.2 muestra la anatomía ósea de la articulación de rodilla.

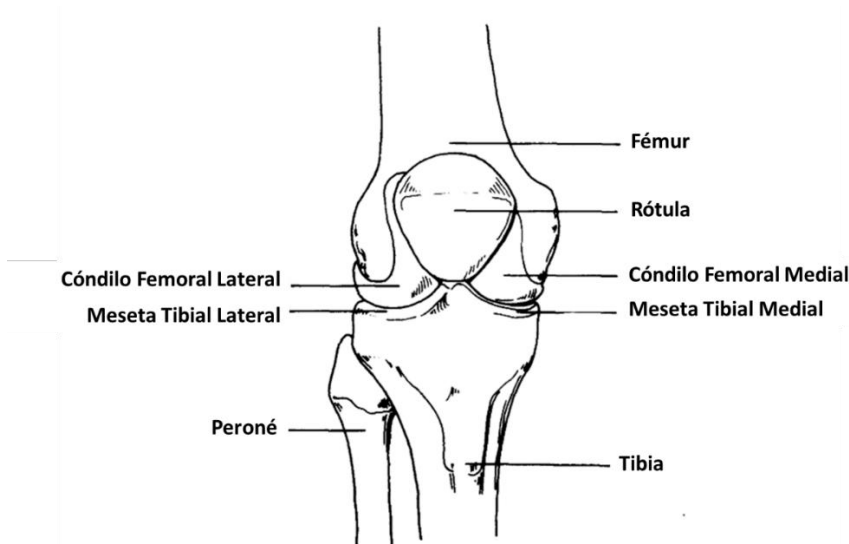


Figura 2.2 Anatomía ósea de la rodilla [44]

La estabilidad de la rodilla depende en gran medida de sus ligamentos y tendones, que limitan desplazamientos excesivos y guían el movimiento articular. Entre los ligamentos destacan cuatro estructuras fundamentales: i) el ligamento colateral medial (LCM), ubicado en la parte interna de la rodilla, conecta el fémur con la tibia y controla los movimientos de valgo, evitando que la articulación se desplace hacia adentro; ii) el ligamento colateral lateral (LCL), situado en la parte

externa, une el fémur con el peroné y limita los movimientos de varo, impidiendo que la rodilla se desplace hacia afuera; iii) El ligamento cruzado anterior (LCA), que se extiende desde el fémur hasta la tibia en dirección oblicua, restringe la traslación anterior de la tibia y aporta estabilidad frente a rotaciones; y el ligamento cruzado posterior (LCP), más robusto, conecta el fémur con la tibia en sentido inverso al LCA y evita la traslación posterior de la tibia, siendo esencial en la estabilidad durante la flexión. En cuanto a los tendones, destacan el tendón del cuádriceps, que conecta este músculo con la rótula y transmite la fuerza necesaria para la extensión; y el tendón rotuliano, que une la rótula con la tibia, completando el aparato extensor.

En la Figura 2.3 se observan de manera conjunta los principales ligamentos y tendones de la rodilla, mostrando su distribución anatómica y la forma en que contribuyen a la estabilidad y el movimiento articular.

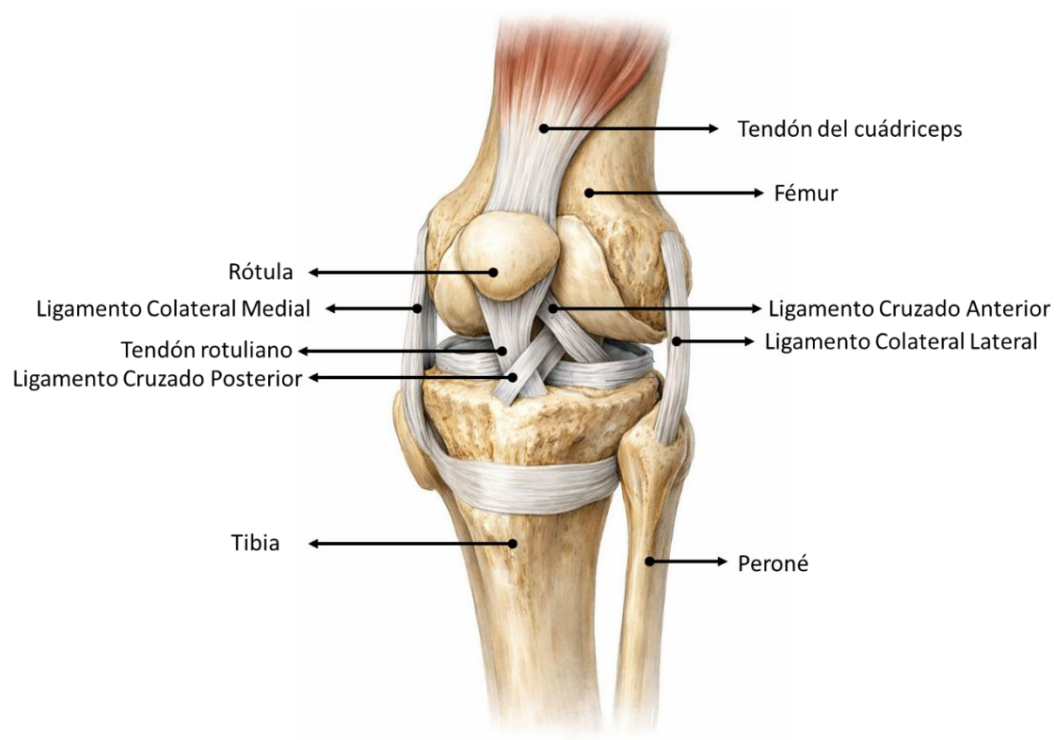


Figura 2.3 Anatomía de la rodilla tomando en cuenta ligamentos y tendones

2.4 Antecedentes de análisis de lesión de LCA

2.4.1 Mecanismo de lesión del LCA

En 2005 Hewett et al. [23] realizaron un estudio de la cinemática (ángulos de las juntas) y cargas cinéticas (momentos articulares) durante la tarea de salto-aterrizaje a 205 atletas femeninas que practicaban deportes considerados de alto riesgo tales como fútbol soccer, baloncesto y

voleibol. Nueve de las atletas que se sometieron al estudio sufrieron de lesión de LCA durante la temporada (siete en el fútbol soccer y dos en el baloncesto). Se observó que la población de deportistas lesionados presenta características similares en edad (15.8 ± 1.0 vs 16.1 ± 1.7 años), altura (167.7 ± 6.8 vs 164.1 ± 6.0 cm) y en peso (61.5 ± 8.3 vs 59.1 ± 8.1 kg) que la población que no sufrió de lesiones.

El interés del estudio fue medir el comportamiento de la rodilla en los movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción a partir de la prueba de salto vertical. Esta prueba se realizó a partir de que la participante se encontraba parada en una caja de aproximadamente 31 cm de altura con una distancia entre sus pies de 35 cm. En la Figura 2.4 se muestra el protocolo de la prueba. Se les dio la orden a las participantes que saltaran de la caja con el mayor salto posible y con las manos en el aire simulando un salto de rebote de baloncesto. La prueba se consideraba exitosa si los pies de la persona aterrizaban sobre las dos plataformas de fuerzas que se encontraban en el suelo. Las plataformas de fuerza tienen una frecuencia de captura de 1200 Hz y se encontraban sincronizadas con el sistema de captura de movimiento. Cabe mencionar que la medición que se tomó en cuenta para el estudio de correlación es cuando el pie tocó por primera vez la plataforma y cuando los pies tocaron completamente el suelo.

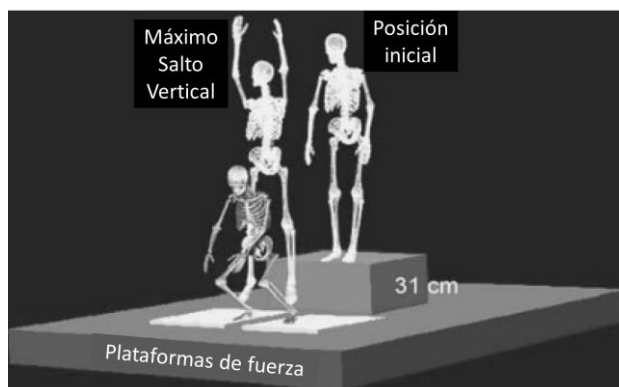


Figura 2.4 Ilustración del protocolo de salto vertical [23]

Antes de la prueba, cada participante fue instrumentado con 25 marcadores, como se muestra en la Figura 2.5, que permitieron medir la posición de los puntos de interés durante la tarea bajo estudio. Las trayectorias de los marcadores fueron filtradas usando un filtro Butterworth pasabajas con una frecuencia de corte de 9 Hz, y posteriormente se calcularon los valores angulares de flexión-extensión y abducción-aducción de la rodilla durante cada prueba. Los valores de reacción se utilizaron para identificar el tiempo de contacto inicial con el suelo. Para el cálculo de los

momentos articulares, utilizaron la dinámica inversa [39]. En el artículo se describen dos momentos externos en el modelo dinámico, el momento que permite que la rodilla realice un movimiento de abducción y un momento de flexión. El pico de momento de abducción de la rodilla, aducción de la cadera y momentos de flexión de rodilla y cadera fueron grabados para cada prueba.

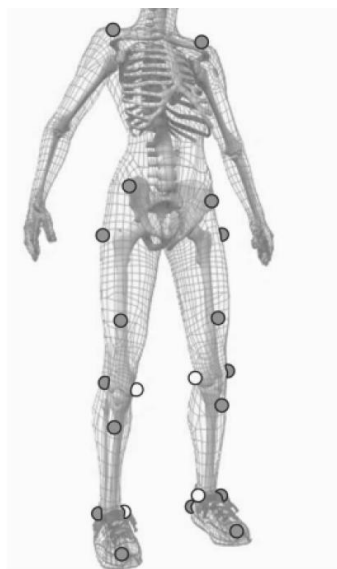


Figura 2.5 Localización de las marcas para la medición de trayectorias articulares [23]

Se realizó un estudio de correlación relativa entre los parámetros de las personas que no sufrieron lesión con respecto a las que sí presentaron problemas en el LCA. Los resultados demuestran que existe una gran diferencia en el ángulo de abducción entre las lesionadas y las no lesionadas. Se observa que las mujeres que presentan lesión muestran un ángulo de abducción mayor que aquellas no lesionadas al momento del contacto con el suelo, con una diferencia promedio de 7.6° entre ambos grupos. Por otra parte, el ángulo de flexión en el aterrizaje fue 10.5° menor en las atletas lesionadas ($71.9^\circ \pm 12^\circ$) que en las no lesionadas ($82.4^\circ \pm 8^\circ$). En la Figura 2.6 se pueden observar las diferencias de movimiento entre la población de atletas lesionadas y las no lesionadas. Las lesionadas sufren de un momento de abducción 2.5 veces más grande y 20% más grande en las fuerzas de reacción. El momento de abducción de la rodilla permite predecir el estatus de las lesiones de ligamento con un 73% de especificidad y 79% de sensibilidad.

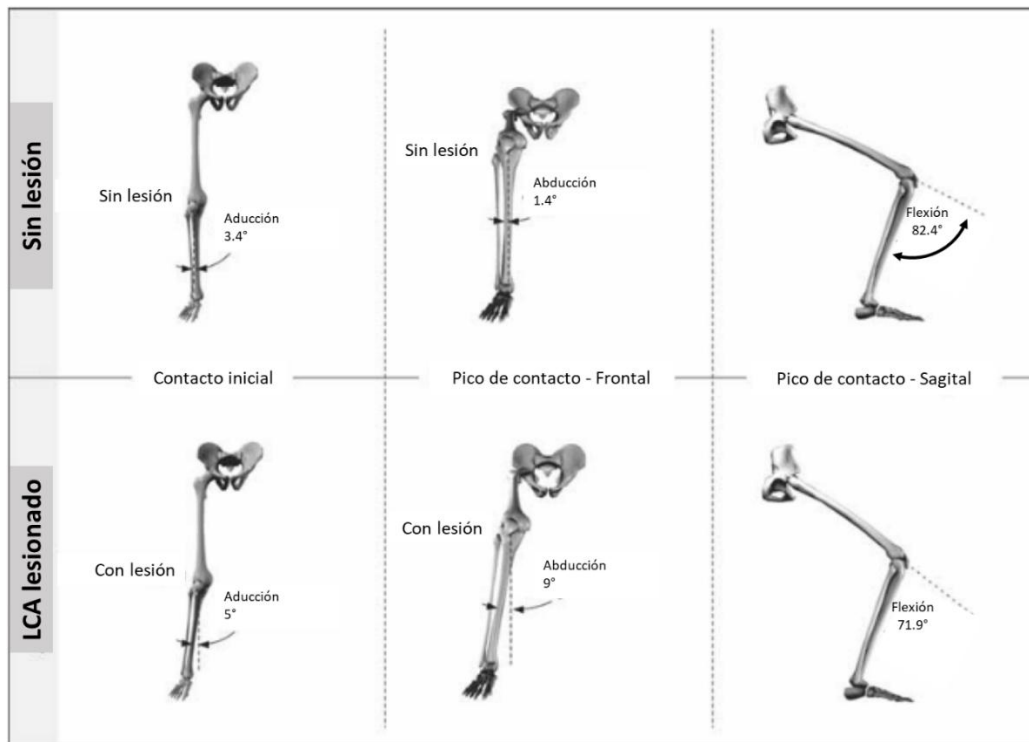


Figura 2.6 Comparación cinemática entre los valores promedio medidos de la población de atletas lesionadas y no lesionadas [23]

Con los resultados obtenidos, los autores llegaron a la conclusión de que la medición de abducción puede ser un factor determinante para la predicción de lesión de LCA. Por otra parte, se observó que las atletas que presentaron lesión mostraron dinámica de valgo, la cual se manifiesta como un desplazamiento angular interno de la tibia. Estos dos factores coexistiendo pueden ser un fuerte indicativo de una mala técnica de salto y, por lo tanto, un predictor de lesión.

En 2009, Nagano et al. [45] diseñaron un estudio para comparar las características biomecánicas de la rodilla ante tareas atléticas severas, con el propósito de examinar qué tareas presentan un mayor riesgo para la lesión de LCA. Para el estudio se contó con 24 atletas mujeres de las cuales la mitad pertenecían al equipo de baloncesto y el resto eran jugadoras de lacrosse. La media de edad de las participantes era de 21.1 ± 1.3 años, altura de 166.1 ± 8.3 cm y peso de 59.3 ± 8.2 kg. El pie dominante de todas las atletas es el pie derecho.

Todas las participantes fueron medidas en posición estática y durante el desarrollo de tres tareas atléticas: i) el aterrizaje de una sola extremidad, ii) plantar y cortar (acción de cambiar de dirección), y iii) aterrizaje con ambas extremidades, las cuales se muestran en la Figura 2.7. Para el aterrizaje de una sola extremidad, las atletas se posicionaron en una plataforma con una altura de

30 cm con la pierna izquierda sobre la plataforma y aterrizaron sobre una plataforma de 30 cm con la pierna derecha. Para la tarea de plantar y cortar, las atletas se posicionaron sobre la plataforma, como en la tarea de aterrizaje de una sola extremidad. Se solicitó que aterrizaran con la pierna abierta aproximadamente 45° y que, con el pie derecho, empujaran el suelo de manera perpendicular para cambiar de dirección. Se les pidió dar tres pasos más después del corte del pie. Para la tarea de aterrizaje con ambas extremidades, las atletas realizaron cinco saltos verticales usando ambas piernas y con el máximo esfuerzo.



a)



b)



c)

Figura 2.7 Tareas experimentales: a) Aterrizaje en una sola extremidad, b) Plantar y cortar, c) Aterrizaje con ambas piernas [45]

El sistema de captura de movimiento estaba conformado por siete cámaras de alta velocidad utilizadas para la medición de posición de las extremidades inferiores. Los datos de

movimiento y de fuerza fueron medidos con una frecuencia de 200 Hz. A cada participante se le colocaron 25 marcadores en diferentes puntos para determinar la cinemática del movimiento.

Posteriormente se calcularon los desplazamientos angulares de flexión/extensión, abducción/aducción y externa/interna en cada una de las pruebas. Todas las variables dependientes fueron calculadas en cada prueba. Un ANOVA de un solo factor fue utilizado para conocer la varianza entre las mediciones de cada una de las pruebas.

Entre los resultados más destacados del estudio se encuentra que el ángulo de aducción en la tarea de plantar y cortar fue significativamente más grande que el que se presenta en los movimientos restantes. La rotación externa de la tibia en plantar y cortar es la más grande; sin embargo, se observó una mayor rotación en el aterrizaje de una sola extremidad que en el aterrizaje con ambas piernas. El ángulo de flexión en el aterrizaje con ambas piernas fue el más grande calculado. El pico del ángulo de abducción durante el aterrizaje con ambas piernas fue el más grande. El pico del ángulo de rotación interna de la tibia en el movimiento de plantar y cortar y el aterrizaje con ambas piernas, fue mayor que en el aterrizaje con una pierna.

En estudios anteriores se ha concluido que la deformación del LCA es directamente proporcional a la rotación interna de la tibia [13], [15], [46]. Por ello, de los resultados obtenidos previamente se puede concluir que el movimiento de plantar y cortar representa un mayor riesgo de lesión, ya que presenta la mayor rotación interna de la tibia aunado al movimiento de abducción que se presenta en la rodilla. Por otra parte, en el aterrizaje con ambos pies presenta el mayor desplazamiento de abducción de la rodilla, por lo que este movimiento se considera riesgoso para el LCA.

En el estudio realizado por Thambyah (2012) [24], se analizaron imágenes de lesiones del LCA captadas durante transmisiones televisadas de eventos deportivos, las cuales fueron evaluadas biomecánicamente para describir el mecanismo de lesión del LCA. Se pueden obtener algunos resultados de la observación de estos videos. En la Figura 2.8 se puede observar que en todos los casos la lesión ocurre durante un aterrizaje de una sola extremidad, con la cadera y rodilla flexionadas, sin deslizamiento en el contacto de pie y suelo. También se puede observar que en todos los casos el centro de masa generalizado se encuentra situado por detrás de la rodilla afectada, tal como se observa en la Figura 2.9.

Justo antes de la lesión, se observa que durante el contacto pie a suelo se tiene una postura de rodilla parcialmente flexionada y con el peso detrás de la rodilla. Se piensa que el músculo

cuádriceps se activa para intentar mantener el equilibrio [39]. La rapidez con la que se presenta la lesión es evidente. Si se piensa en la acción del cuádriceps, la rapidez del movimiento sugiere que existen cargas muy altas en él [47], [48]. Este aumento de fuerza en un tiempo muy pequeño se puede considerar un factor en la lesión de LCA.

Se puede concluir que el mecanismo de lesión de LCA involucra una combinación de dos factores: una carga excéntrica con soporte de una sola pierna y, contracción extremadamente rápida del cuádriceps.

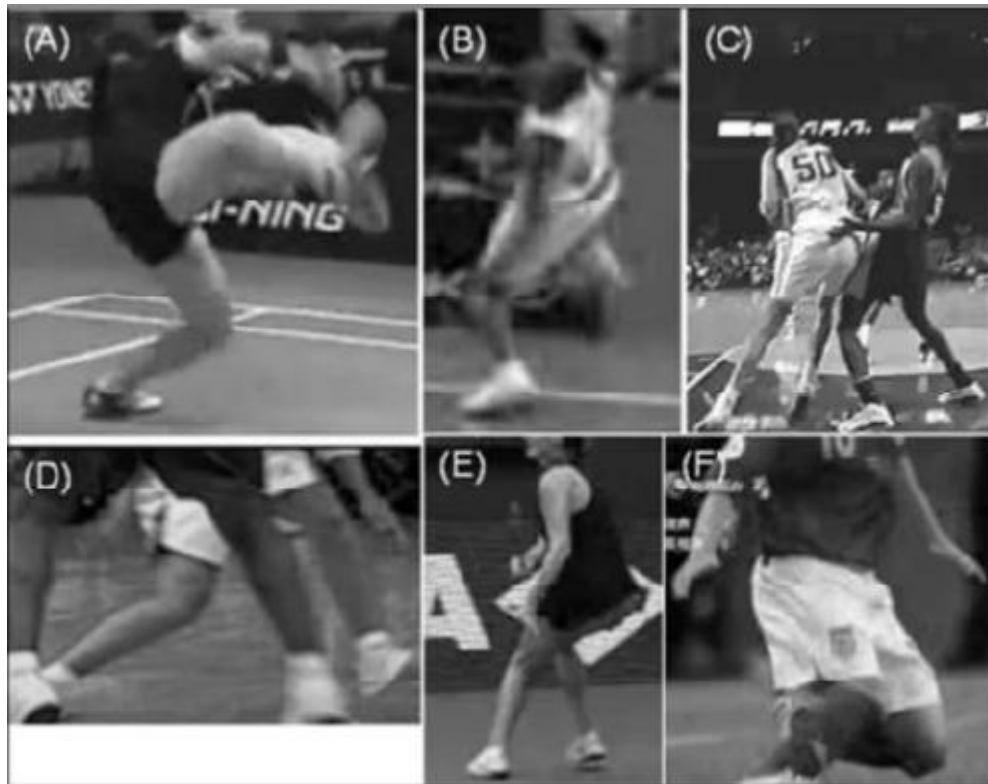


Figura 2.8 Seis movimientos donde se presentó lesión de ligamento cruzado durante eventos deportivos televisados [24]



Figura 2.9 Fragmentos en los que la línea de carga se sitúa por detrás de la rodilla, generando un momento de flexión que aumenta el riesgo de lesión del LCA [24]

En 2017 Kianifar et al. [49] utilizaron centrales inerciales para realizar una evaluación automática de la calidad de una sentadilla de una pierna (SLS, por sus siglas en inglés), que proporcionen mediciones cuantitativas de su desempeño. Se utilizaron tres centrales inerciales para estimar los ángulos, velocidades y aceleraciones articulares de la pierna que se encuentra flexionada. Para estimar la posición, velocidad y aceleración de cada uno de los grados de libertad se utilizó un filtro de Kalman extendido, donde estos parámetros se denominan estados estimados por el filtro. Para la fase de experimentación participaron 14 personas, 7 hombres y 7 mujeres con una edad de 30.8 ± 5.5 años, altura de 173.8 ± 12 cm y peso de 70.4 ± 10.4 kg. Para dos de los participantes, el pie dominante era el izquierdo y para el resto el pie derecho. Tres centrales inerciales fueron colocados en los participantes, como se muestra en la Figura 2.10. Los participantes fueron instruidos para realizar 5 ciclos continuos de SLS sin zapatos con los dedos de los pies apuntando hacia el frente y brazos cruzados.



Figura 2.10 Posiciones de Centrales Inerciales (IMU, por sus siglas en inglés) durante la prueba SLS [49]

Se utilizó una extracción de características para transformar los datos obtenidos en una representación dimensional inferior del movimiento para la predicción de la dinámica del valgo. Existen varios métodos de extracción de características los cuales se pueden agrupar en dos categorías: i) métodos del dominio en el tiempo o ii) dominio en la frecuencia. Dada la sencilla interpretabilidad, se decidió aplicar métodos en el dominio del tiempo tales como media cuadrática (RMS por sus siglas en inglés), desviación estándar, varianza, promedio, desviación media absoluta, asimetría, curtosis, rango, mínimo y máximo de los desplazamientos angulares, velocidades y aceleraciones articulares de cada grado de libertad. Por lo tanto, para cada repetición de sentadilla, se obtuvo un vector de 210 características diferentes.

Se recolectaron datos de participantes sanos y con la ayuda de evaluadores clínicos se clasificaron en dos diferentes criterios: 1) Cantidad observada de valgo de rodilla y 2) Riesgo general de lesión. Con este propósito cada criterio se cuantificó en tres escalas diferentes: 0, 1, 2. Donde para el criterio de valgo el “0” representa que no existe valgo, “1” señala que existe un valgo moderado y “2” define un valgo de rodilla severo. Por otro lado, para el criterio de riesgo de lesión, “0” está definido cuando no existe riesgo y no es necesario intervención médica, “1” se define cuando existe un riesgo bajo/medio de presentarse una lesión y es necesario intervención médica moderada, y el “2” presenta un riesgo de lesión moderado o alto y la intervención médica debe ser significativa.

Debido al cálculo de características y conociendo la escala de cada uno de los diferentes criterios, se determinó que la flexión de la cadera/rodilla se puede considerar como el predictor principal de la dinámica del valgo y riesgo de lesión, esto sin tomar en cuenta la diferencia de género de los sujetos de prueba. Dado los resultados obtenidos, se ha observado que las rotaciones internas de la junta del tobillo y cadera son los principales predictores de dinámica del valgo y riesgo de lesión en la población femenina. Los resultados y conclusiones obtenidas por los autores son consistentes con estudios anteriores que mencionan que ángulos de flexión de la rodilla menores a 30° provoca una alta deformación del LCA causada por la contracción del cuádriceps, y los ángulos de flexión bajos acoplados con la rotación interna de la cadera pueden incrementar las fuerzas de contacto patelofemoral [50], [51], [52].

En 2016 Stanev et al. [34] desarrollaron un sistema de soporte de decisión clínica que ayudará al personal de interés en la planificación óptima de la reconstrucción del LCA. Se utilizó un modelo de cuerpo completo con 23 grados de libertad y 93 músculo desarrollado en el software OpenSim. Una porción del modelo descrito, se puede observar en la Figura 2.11. Los ligamentos de la rodilla se modelaron como un sistema resorte-amortiguador no lineal y se utilizó un modelo de contacto tibiofemoral. Los parámetros de los ligamentos (rigidez, deformación) fueron calibrados basados en un criterio de optimización. La dinámica fue utilizada durante la simulación para predecir la respuesta del modelo a fuerzas externas, la configuración de la postura y parámetros fisiológicos. El modelo propuesto se cuantificó usando escáneres de Imagen por Resonancia Magnética (IRM) y mediciones de la prueba de Lachman, realizadas en pacientes con desgarro de LCA. En la simulación se podían modificar y analizar los parámetros más sensibles tales como el número de fibras de los ligamentos de la rodilla, los puntos de inserción de los ligamentos en la tibia y el fémur y la longitud en reposo de los mismos. Los autores concluyeron que el uso de modelos computacionales puede ser de gran utilidad para predecir el efecto de decisiones quirúrgicas y para dar una idea de cómo los diferentes parámetros pueden afectar la estabilidad de la rodilla.

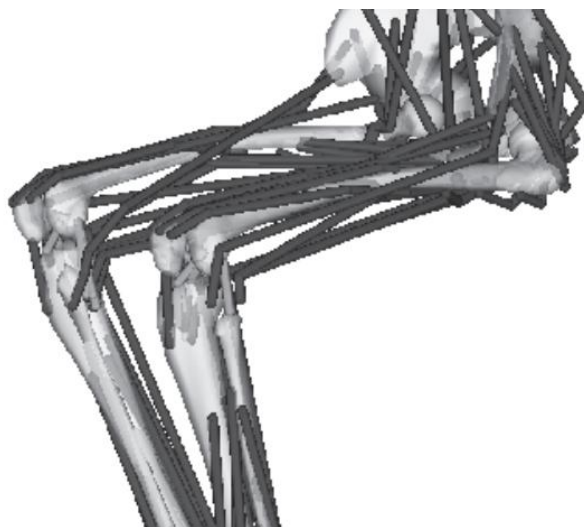


Figura 2.11 Porción del modelo de rodilla desarrollado en OpenSim, tomando en cuenta ligamentos y músculos [34]

2.4.2 Fatiga en el LCA

Diversos estudios previos han demostrado que los ligamentos y tendones son susceptibles a fallas por fatiga cuando se someten a cargas repetidas. Ensayos mecánicos realizados en ligamentos colaterales mediales de conejo, tendón de Aquiles humano y tendones extensores humanos, han mostrado una relación inversa entre la magnitud del esfuerzo aplicado y el número de ciclos necesarios para provocar la falla del tejido [53], [54], [55]. Estos trabajos evidencian que la acumulación progresiva de microdaño reduce el módulo de elasticidad del ligamento, aumentando su vulnerabilidad ante cargas subsecuentes, incluso sin que exista una falla macroscópica inmediata.

Sin embargo, hasta antes del estudio de Lipps et al. (2013), no se había determinado si el LCA humano presentaba un comportamiento similar bajo condiciones dinámicas que simularan actividades deportivas reales. En este trabajo, los autores desarrollaron un modelo experimental in vitro utilizando pares de rodillas humanas cadavéricas sometidas a aterrizajes simulados con pivote, aplicando cargas cíclicas equivalentes a tres y cuatro veces el peso corporal. El protocolo incluyó fuerzas de compresión, momento de flexión de rodilla y torque interno tibial, junto con fuerzas musculares realistas del cuádriceps, isquiotibiales y gastrocnemios. Las pruebas se repitieron hasta que ocurrió la ruptura del LCA, se registró un aumento acumulado de 3 mm en la traslación anterior de la tibia o se alcanzó un máximo de 50 ciclos. Los resultados mostraron que un mayor nivel de carga externa se asocia con un menor número de ciclos hasta la falla del LCA, confirmando que el ligamento es susceptible a fallas por fatiga. Además, se observó que un área de sección transversal

menor del LCA incrementa significativamente el riesgo de falla, mientras que el sexo y la pendiente tibial lateral no mostraron una influencia significativa en este estudio.

En conjunto, estos hallazgos respaldan la hipótesis de que el LCA humano puede fallar por fatiga bajo cargas repetitivas de alta intensidad, de manera similar a lo observado previamente en ligamentos y tendones animales. Este mecanismo ofrece una explicación biomecánica de por qué los atletas pueden realizar múltiples maniobras de aterrizaje o pivote sin lesión aparente y, de forma súbita, sufrir una ruptura del LCA tras un esfuerzo adicional, aun cuando la maniobra sea aparentemente similar.

En 2017 Purevsuren et al. [26] realizaron un estudio de falla por fatiga en el LCA ante numerosas repeticiones durante un swing de golf, el cual se puede observar en la Figura 2.12. Se pensaba que las lesiones del LCA que ocurren en el golf están relacionadas con el juego excesivo de golf y el uso excesivo de movimiento de swing [56]. Para el estudio, se estimaron los valores de la cinemática y la cinética del cuerpo ante el movimiento de estudio, así como los valores estructurales del LCA. Para llevar a cabo el estudio, se experimentó en diez golfistas masculinos (edad, 23.2 ± 1.6 años; altura, 175.7 ± 3.8 cm; peso, 74.4 ± 10.4 kg), quienes no presentaron lesiones en el año previo al estudio. Cabe resaltar, que la mano dominante de todos los golfistas es la derecha, por ello, la rodilla objetivo es la izquierda. Los datos de movimiento del swing fueron registrados por un sistema de captura de movimiento usando seis cámaras con una velocidad de captura de 1000 Hz. Además de cuarenta y tres marcas ópticas colocadas en el cuerpo del sujeto de prueba y tres marcas adicionales en el palo de golf. Las fuerzas de reacción fueron adquiridas a través de una plataforma de fuerza con una velocidad de captura de 1000 Hz.

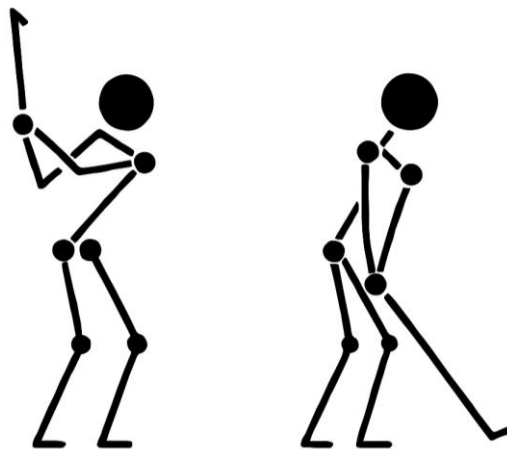


Figura 2.12 Movimiento del swing de golf

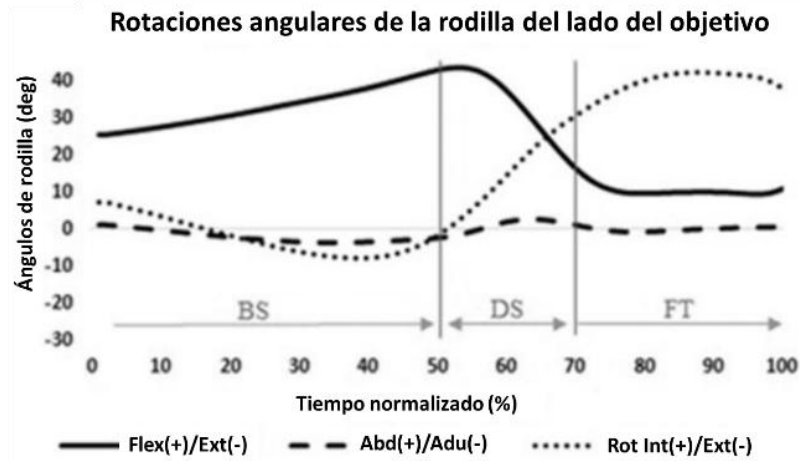
La cinética del movimiento (fuerza y momentos articulares y fuerzas musculares) fue obtenida gracias a un modelo de dinámica inversa desarrollado previamente [28]. El modelo consiste de siete cuerpos rígidos y 18 grados de libertad los cuales describen el movimiento de la cadera, las rodillas y los tobillos. Para realizar los cálculos de esfuerzo y deformación en el LCA, se desarrolló el modelo descrito anteriormente utilizando un software de dinámica multicuerpo (Recurdyn versión 7). Los cuerpos fueron conectados con juntas esféricas, con excepción de la articulación de la rodilla objetivo. La rodilla objetivo fue modelada a partir de la anatomía de la misma; con ligamentos no lineales, cartílago y contemplando el contacto del fémur y la tibia [57].

El modelo de la rodilla consistió de tres huesos (fémur, tibia y rótula) con capas de cartílago; la geometría de los huesos es obtenida a partir de datos por Imagen por Resonancia Magnética con la pierna en completa extensión. Los cuatro ligamentos de la rodilla fueron representados por dos fibras del LCA, dos fibras del LCP, cinco fibras del LCM y tres fibras del LCL. Se modeló cada una de estas fibras a partir de un resorte y un amortiguador en paralelo. Las propiedades viscoelásticas fueron obtenidas a partir del estudio realizado por Blankevoort et al. en 1991 [58].

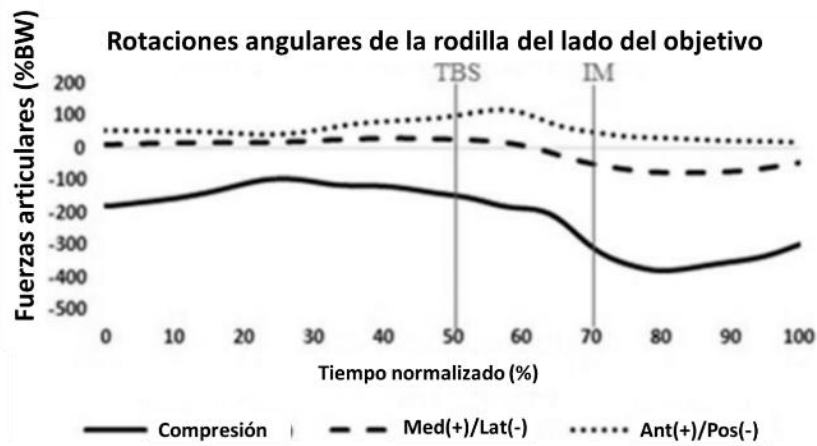
La vida a fatiga del LCA fue predicha asumiendo la fuerza en el LCA como una carga cíclica, basada en relaciones previas entre la vida a fatiga y el nivel de esfuerzo aplicado en $\% \sigma_{UTS}$, donde σ_{UTS} es el esfuerzo último a la tensión. En particular, Adeeb et al. (2004) [59] y Thornton (2007) [60] reportaron correlaciones entre estas variables a partir de pruebas de fatiga *in vitro* en tendones y ligamentos distintos al LCA humano. Dichos resultados se utilizaron como referencia para el desarrollo del estudio, ya que actualmente no se cuenta con pruebas experimentales del LCA humano intacto. [30]

La media de rotaciones angulares, fuerzas y momentos articulares de la rodilla objetivo durante el swing se muestra en la Figura 2.13. Se observa que la fuerza de compresión de la rodilla comienza a aumentar justo antes del impacto con la bola (IM), y llega a alcanzar su valor máximo (375.7% del peso del cuerpo) en la siguiente fase del golpeo. Por otro lado, las fuerzas en las direcciones medial-lateral y anterior-posterior fueron menores al 100% del peso del cuerpo.

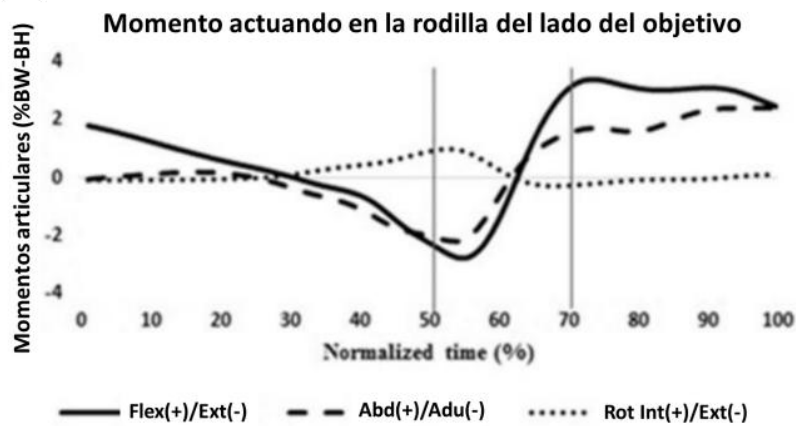
Basándose en las relaciones de vida a fatiga y el esfuerzo aplicado para el tendón extensor largo de los dedos [59], se estimó que la vida a fatiga fue 14 532 ciclos a un esfuerzo del 40% del σ_{UTS} y 3 859 ciclos al 50% del σ_{UTS} . Por otro lado, a partir de los datos del LCM de conejo [60], la vida a la fatiga estimada fue de 8 856 ciclos al 40% del σ_{UTS} y 3 548 ciclos al 50% del σ_{UTS} , tal como se ve en la Figura 2.14.



a)



b)



c)

Figura 2.13 Comportamiento de a) rotaciones angulares, b) fuerzas articulares y c) momentos articulares en un ciclo del swing de golf [26]

Los autores tuvieron descubrimientos de interés, tales como que la fibra posterior del LCA está sometida a fuerzas (y esfuerzos) más grandes que la fibra anterior del LCA. El momento de abducción es altamente relacionado con el incremento de la fuerza del LCA, y fue encontrado que el momento de abducción en conjunto con el momento interno de la tibia, provocó una deformación considerable en el LCA.

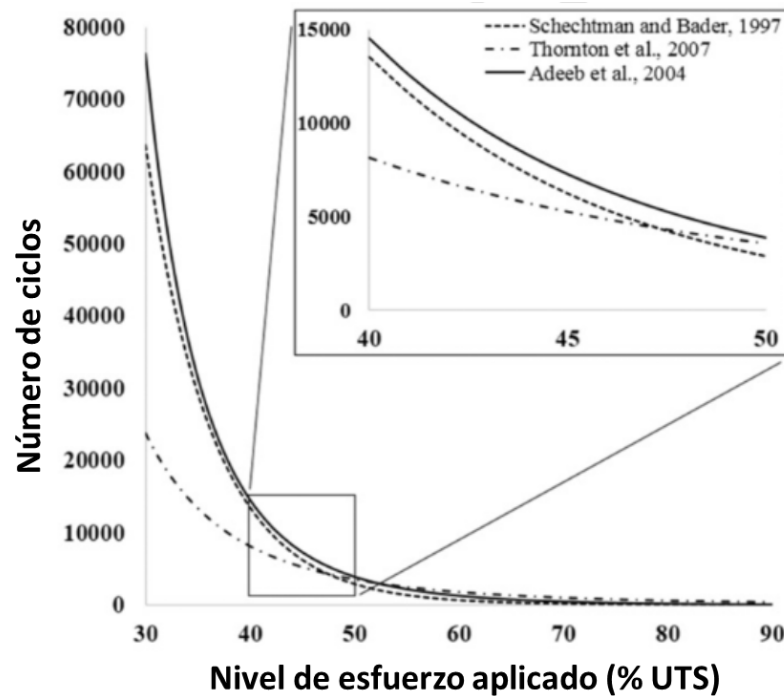


Figura 2.14 Relación del esfuerzo aplicado con el número de ciclos a falla [26]

2.4.3 Modelos utilizados para análisis del LCA

El estudio de la lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) ha impulsado el desarrollo de diversos modelos musculoesqueléticos que buscan reproducir con fidelidad la dinámica de la rodilla y de las extremidades inferiores. Estos modelos permiten cuantificar las fuerzas internas, los momentos articulares y la interacción entre músculos y estructuras ligamentosas, proporcionando un marco para comprender los mecanismos de lesión y evaluar estrategias de prevención.

Uno de los enfoques más utilizados ha sido el empleo de modelos multicuerpo que representan las extremidades inferiores mediante segmentos rígidos conectados por articulaciones con múltiples grados de libertad. Purevsuren et al. [26], [61] desarrollaron un modelo cuasiestático con seis segmentos corporales y 18 grados de libertad, capaz de reproducir la interacción de 26 músculos con las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo. Este tipo de modelos permite calcular

las fuerzas y momentos articulares durante tareas específicas, como el aterrizaje o el swing en golf, y ha demostrado ser útil para identificar patrones de carga que incrementan el riesgo de lesión del LCA. En la Figura 2.15 se muestra un ejemplo general de este tipo de modelos multicuerpo, donde se ilustran los segmentos y articulaciones empleados en la simulación.

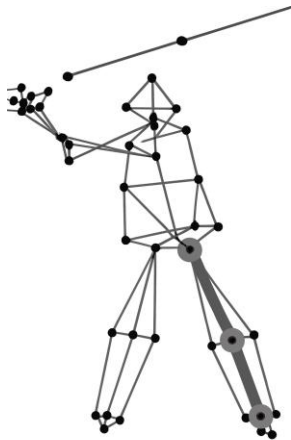


Figura 2.15 Modelo multicuerpo para analizar la cinemática articular y calcular vida del LCA [26]

En paralelo, se han popularizado los modelos implementados en plataformas de simulación como OpenSim [29], [30], [31], [32], [33], [34], que ofrecen una representación detallada de los segmentos esqueléticos y de los músculos como elementos activos. Estos modelos han sido aplicados para analizar tareas de movimiento complejas, incluyendo saltos, aterrizajes y cambios de dirección, y han permitido estudiar la influencia de parámetros anatómicos y fisiológicos en la estabilidad de la rodilla. Su principal ventaja radica en la flexibilidad para modificar parámetros musculares y articulares, lo que facilita la personalización de las simulaciones. En la Figura 2.16 correspondiente se presenta un ejemplo general de modelado dinámico de rodilla desarrollado en OpenSim, donde se observan el fémur y la tibia, así como las líneas de acción muscular y de ligamentos utilizadas en la simulación.

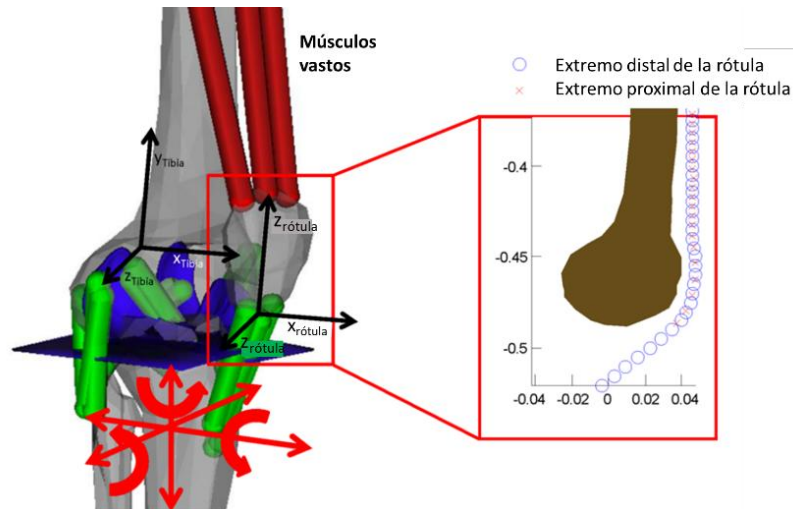


Figura 2.16 Modelo discreto de la articulación de la rodilla diseñado en OpenSim [62]

Otra línea de investigación se centra en los modelos musculoesqueléticos viscoelásticos, en los que los músculos se representan como sistemas resorte-amortiguador. Dependiendo del tipo de elemento viscoelástico elegido, se han utilizado formulaciones como Kelvin-Voigt, Maxwell y Poynting-Thomson [35], [63]. Estos modelos capturan la capacidad del tejido muscular para almacenar energía y disiparla, lo que resulta fundamental para comprender la respuesta dinámica de la rodilla bajo cargas repetitivas y para explicar fenómenos de fatiga que pueden conducir a la lesión del LCA. En la Figura 2.17 se puede observar los modelos utilizados para simular el comportamiento de los músculos.

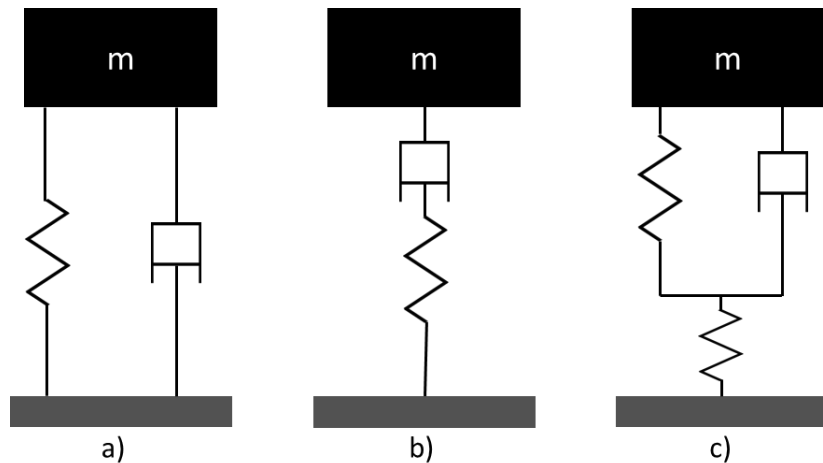


Figura 2.17 Modelos de elementos viscoelásticos de a) Kelvin-Voigt, b) Maxwell y c) Poynting-Thomson

2.5 Análisis y discusión del estado del arte

El estado del arte revisado evidencia que la lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) es un fenómeno multifactorial en el que convergen aspectos biomecánicos, anatómicos y de fatiga del tejido. Los estudios analizados muestran una evolución metodológica que va desde observaciones experimentales en atletas y análisis cinemáticos básicos, hasta modelos computacionales avanzados que integran parámetros estructurales y dinámicos de la rodilla.

En primer lugar, los trabajos pioneros de Hewett et al. (2005) [23] y Nagano et al. (2009) [45] destacan la importancia de la cinemática y la cinética en tareas de aterrizaje y cambios de dirección. Estos estudios identifican ángulos críticos de abducción, flexión y rotación interna de la tibia como predictores de riesgo, subrayando el papel de la técnica de ejecución y la dinámica de valgo en la vulnerabilidad del LCA. Sin embargo, su enfoque se limita a correlaciones estadísticas y carece de un modelo que explique de manera integral el mecanismo de falla.

Posteriormente, investigaciones como las de Thambyah (2012) [24] y Kianifar et al. (2017) [49] incorporan nuevas herramientas de análisis, desde la revisión de videos deportivos hasta el uso de sensores inerciales, lo que permite caracterizar la dinámica del valgo y cuantificar el riesgo de lesión en condiciones más cercanas a la práctica real. Estos aportes enriquecen la comprensión del problema, aunque aún presentan limitaciones en la generalización de resultados.

Por otro lado, los estudios de Lipps et al. (2013) [64] y Purevsuren et al. (2017) [26] introducen el concepto de falla por fatiga en el LCA, demostrando que el ligamento puede acumular microdaños bajo cargas repetitivas hasta alcanzar la ruptura. Este enfoque conecta la biomecánica con la ciencia de materiales, aportando una explicación coherente del porque lesiones aparentemente súbitas pueden estar precedidas por un proceso de degradación progresiva. No obstante, la mayoría de estos trabajos se realizan en condiciones in vitro o con modelos animales, lo que plantea la necesidad de validar los hallazgos en poblaciones humanas y en escenarios deportivos reales.

Finalmente, el desarrollo de modelos computacionales como el de Stanev et al. (2016) [34] abre la posibilidad de integrar múltiples parámetros —anatómicos, fisiológicos y dinámicos— en simulaciones que predicen la respuesta de la rodilla ante diferentes cargas y posturas. Estos modelos representan un avance significativo hacia la personalización del análisis de riesgo, aunque

requieren mayor validación clínica y experimentación para consolidarse como herramientas predictivas confiables.

En conjunto, la revisión permite concluir que el riesgo de lesión del LCA no puede explicarse únicamente por un factor aislado, sino por la interacción de distintas variables. El reto actual consiste en desarrollar modelos dinámicos que integren estos factores y permitan estimar el riesgo de lesión, lo cual constituye la base de la hipótesis planteada en esta tesis.

Por otro lado, los modelos musculoesqueléticos revisados en la literatura ofrecen representaciones detalladas y altamente personalizables del comportamiento articular, su implementación suele implicar un elevado costo computacional y una compleja parametrización. En contraste, el modelo propuesto en este trabajo busca conservar la flexibilidad necesaria para capturar los mecanismos relevantes de lesión del LCA, mediante una estructura simplificada que permite reducir significativamente la carga computacional. Esta característica representa una ventaja clave, ya que facilita la ejecución de múltiples simulaciones sin comprometer la coherencia con los hallazgos reportados en estudios previos. Se parte de la premisa de que modelos simples, bien fundamentados, pueden reproducir dinámicas complejas y aproximarse con suficiencia a la realidad biomecánica, contribuyendo así al entendimiento y prevención de lesiones de forma eficiente y accesible.

Capítulo 3

Modelado dinámico del cuerpo humano en condiciones de aterrizaje a dos piernas

3.1 Modelo de la tarea de aterrizaje a dos piernas

La Figura 3.1 muestra el modelo músculo-esquelético propuesto para el análisis dinámico de la tarea de aterrizaje del cuerpo humano con ambas piernas. Los segmentos corporales (pies, piernas, muslos y tronco) se representan mediante $\overline{AB}$, $\overline{BC}$, $\overline{CD}$ y $\overline{DE}$, respectivamente. Estos segmentos representan una sola pierna bajo el supuesto de simetría bilateral. Las orientaciones angulares absolutas de estos segmentos se denotan como θ_1 , θ_2 , θ_3 , θ_4 , respectivamente. La distancia vertical desde la referencia del suelo hasta la punta del pie del modelo se denota como y . Las fuerzas de contacto del pie y el talón con el suelo se representan mediante F_1 y F_2 , respectivamente. El modelo también incluye parámetros inerciales como la masa m_i , el momento de inercia I_i , la longitud l_i y la distancia al centro de masa (CM) r_i para cada segmento corporal. Los subíndices $i = 1, 2, 3, 4$ se refieren a los segmentos de los pies, piernas, muslos y tronco, respectivamente. Además, se incorporan los valores de rigidez articular k_{rb_i} y amortiguamiento c_i para emular la acción muscular durante la tarea de aterrizaje. Cabe resaltar, que los músculos son modelados como absolutos en lugar de relativo al segmento anterior, tal como se hace en la literatura [35], [36]. En este modelo se optó por una formulación absoluta, con el objetivo de controlar la rigidez y analizar su impacto en la fuerza de la rodilla durante la fase de aterrizaje. Este cambio se realizó porque al emplear un modelo relativo, una rigidez elevada conduce rápidamente a la recuperación vertical, lo cual no corresponde a la tarea de análisis (aterrizaje a dos piernas). Este modelo absoluto de rigidez muscular permite aislar el efecto de la rigidez en el aterrizaje inicial, reconociendo que se trata de una adaptación metodológica orientada a la influencia de la rigidez articular y no de una sustitución del enfoque convencional.

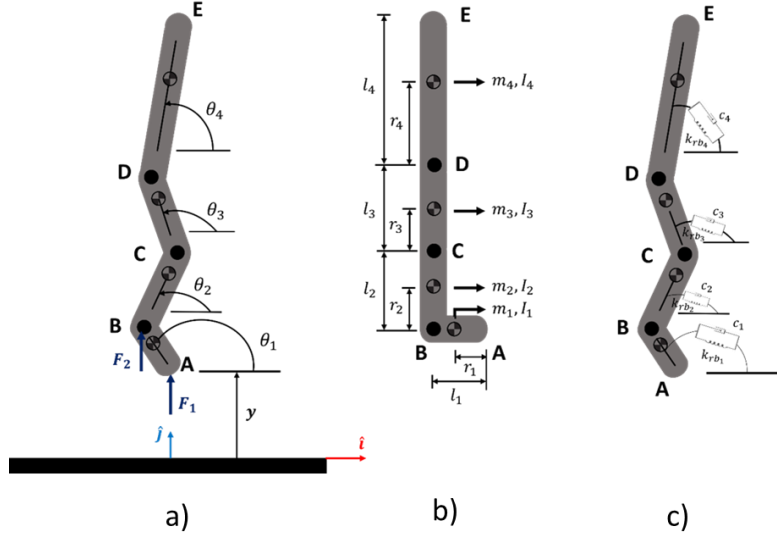


Figura 3.1 Diagrama esquemático del aterrizaje a dos piernas, que representa a) las coordenadas generalizadas y fuerzas externas, b) parámetros inerciales y c) rigidez y amortiguamiento articular

Se utilizó el enfoque de Euler-Lagrange [65] para derivar las ecuaciones de movimiento del modelo musculoesquelético propuesto que se muestra en la Figura 3.1. El sistema fue formulado considerando restricciones holonómicas, ya que la longitud de los eslabones se asumió constante durante todo el movimiento [66]. Estas ecuaciones implican el cálculo de la energía cinética T , la energía potencial V y la función de disipación de Rayleigh R del modelo, de la siguiente manera:

$$T = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^4 (m_i v_i^2 + I_i \dot{\theta}_i^2) \quad (3.1)$$

$$V = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^4 (2m_i g h_i + k_{rb_i} (\theta_i - (\theta_i)_0)^2) \quad (3.2)$$

$$R = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^4 c_i \dot{\theta}_i^2 \quad (3.3)$$

donde v_i , h_i y $\dot{\theta}_i$ representa la velocidad del CM, la distancia vertical desde el sistema coordenado hasta el CM, y la velocidad angular del i -ésimo segmento, respectivamente. La aceleración de la gravedad se representa por g .

Utilizando las ecuaciones (3.1) y (3.2) se obtiene el Lagrangiano, el cual se calcula como:

$$L = T - V \quad (3.4)$$

Con el valor del Lagrangiano de la ecuación (3.4) se utilizan las ecuaciones de Euler-Lagrange para determinar las ecuaciones de movimiento. Según la literatura [66], [67], las ecuaciones de Euler-Lagrange se escriben como:

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_k} - \frac{\partial L}{\partial q_k} + \frac{\partial R}{\partial \dot{q}_k} = \hat{Q}_k \quad (3.5)$$

donde q_k es el k -ésimo valor del vector de coordenadas generalizadas $\vec{q}$, el cual se puede definir como:

$$\vec{q} = [\theta_1 \quad \theta_2 \quad \theta_3 \quad \theta_4 \quad y]^T \quad (3.6)$$

y $\hat{Q}_k$ corresponde a la k -ésima fuerza generalizada del sistema, se puede definir como:

$$\hat{Q}_k = \frac{\partial \vec{r}_j}{\partial q_k} \cdot F_j \quad (3.7)$$

donde $\vec{r}_j$ es el vector de posición de la j -ésima fuerza generalizada F_j del sistema.

Al sustituir las expresiones de T , V y R en la ecuación (3.5) y realizar las derivadas parciales correspondientes respecto a las coordenadas generalizadas $\vec{q}$ (5×1) y sus derivadas temporales, se obtiene un sistema de ecuaciones ordinarias acopladas de segundo orden. Dicho sistema puede reorganizarse en forma matricial como:

$$\mathbf{M}\ddot{\vec{q}} + \mathbf{C}\dot{\vec{q}} + \vec{K} + \vec{G} = \vec{f} \quad (3.8)$$

donde $\mathbf{M}$ (5×5) es la matriz de inercia del sistema, $\mathbf{C}$ (5×5) agrupa los términos del efecto Coriolis y de disipación, $\vec{K}$ (5×1) es el vector de rigidez, $\vec{G}$ (5×1) el vector de términos de gravedad y $\vec{f}$ (5×1) es el vector de las fuerzas aplicadas al sistema [36].

Dado que el objetivo del proyecto de tesis es conocer la influencia de los parámetros sobre lesiones de rodilla, especialmente sobre la lesión de LCA, se analizarán las fuerzas sobre la articulación de la rodilla. Para ello se analizó el sistema eslabón por eslabón, partiendo del segmento del pie, hasta obtener los valores de fuerzas y momentos de reacción en la articulación de la rodilla. En la Figura 3.2 se muestran los diagramas de cuerpo libre de los eslabones de los pies y las piernas, donde $(R_A)_x$, $(R_A)_y$ y M_A son las componentes horizontal y vertical de la fuerza de reacción y el momento de reacción del tobillo; $(R_K)_x$, $(R_K)_y$ y M_K representan las fuerzas de reacción horizontal, vertical y momento de reacción en la articulación de la rodilla, respectivamente.

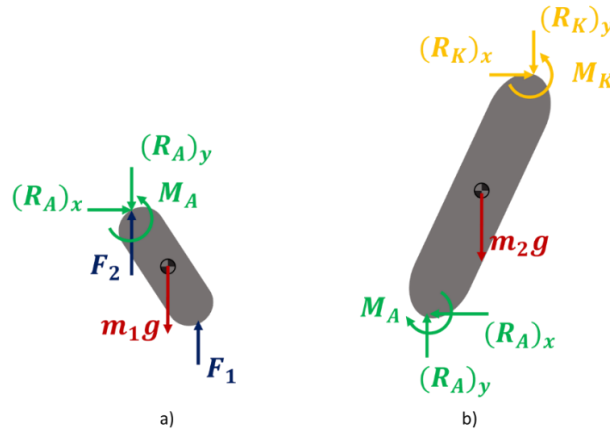


Figura 3.2 Diagrama de Cuerpo Libre de a) Pies y b) Piernas

Analizando los diagramas de cuerpo libre de la Figura 3.2 se encuentran los valores de reacción de rodilla como:

$$R_K = ((R_K)_x^2 + (R_K)_y^2)^{1/2} \quad (3.9)$$

$$M_K = (I_2 + m_2(l_2 - r_2)^2)(\ddot{\theta}_1 + \ddot{\theta}_2) + M_A + ((R_A)_y l_2 - m_2 g(l_2 - r_2)) \cos \theta_2 + (R_A)_x l_2 \sin \theta_2 \quad (3.10)$$

donde:

$$(R_A)_x = -m_1 r_1 (\ddot{\theta}_1 \sin \theta_1 + \dot{\theta}_1^2 \cos \theta_1) \quad (3.11)$$

$$(R_A)_y = GRF - m_1 [g + \ddot{y} + r_1 (\ddot{\theta}_1 \cos \theta_1 - \dot{\theta}_1^2 \sin \theta_1)] \quad (3.12)$$

$$(R_K)_x = (R_A)_x - m_2[l_1(\ddot{\theta}_1 \sin \theta_1 + \dot{\theta}_1^2 \cos \theta_1) + r_2(\ddot{\theta}_2 \sin \theta_2 + \dot{\theta}_2^2 \cos \theta_2)] \quad (3.13)$$

$$(R_K)_y = (R_A)_y - m_2[g + \ddot{y} + l_1(\ddot{\theta}_1 \cos \theta_1 - \dot{\theta}_1^2 \sin \theta_1) + r_2(\ddot{\theta}_2 \cos \theta_2 - \dot{\theta}_2^2 \sin \theta_2)] \quad (3.14)$$

donde GRF es la fuerza de reacción sobre el suelo, la cual es la suma de las fuerzas de contacto de la punta de los pies y los talones, F_1 y F_2 , las cuales se muestran en la Figura 3.1.

3.2 Calibración de los coeficientes de Hunt-Crossley

Las fuerzas de contacto entre el pie y la superficie que se observa en la Figura 3.1, se modelaron siguiendo el planteamiento de Hunt-Crossley [68]. Este modelo constituye una extensión de la teoría clásica de Hertz [69], la cual describe el contacto entre cuerpo elásticos como una relación no lineal entre la fuerza y la penetración ($F \propto \delta^{3/2}$). El exponente $n = 3/2$ proviene de la solución de Hertz para geometrías esféricas. Sin embargo, el modelo de Hertz es puramente elástico y no contempla la disipación de energía durante impactos. Por ello, Hunt y Crossley añadieron un término dependiente de la velocidad de deformación, lo cual permite capturar efectos viscoelásticos y representar de manera más realista la interacción suelo-zapato. Las fuerzas de contacto son modeladas basadas en el modelo propuesto por Hunt-Crossley se escriben:

$$F_1 = \begin{cases} 0, & \delta_1 < 0 \\ k_1 \delta_1^n + D_1 \delta_1^n \dot{\delta}_1, & \delta_1 \geq 0 \end{cases} \quad (3.15)$$

$$F_2 = \begin{cases} 0, & \delta_2 < 0 \\ k_2 \delta_2^n + D_2 \delta_2^n \dot{\delta}_2, & \delta_2 \geq 0 \end{cases} \quad (3.16)$$

donde k_1 , D_1 y δ_1 representan la rigidez, amortiguamiento y deformación relativa entre la punta de los pies y la superficie de contacto, respectivamente; de forma similar, k_2 , D_2 y δ_2 son la rigidez, amortiguamiento y deformación relativa entre los talones y la superficie de contacto; y n es el exponente de la fuerza de Hertz ($n = 3/2$) [69] utilizado en el modelo de Hunt-Crossley. Cabe mencionar, que las fuerzas de las ecuaciones (3.15) y (3.16) se representan como funciones a trozos, ya que la fuerza depende si existe contacto entre el pie con la superficie de aterrizaje.

A partir de la revisión bibliográfica, se observa que las fuerzas de reacción durante la tarea de aterrizaje con ambas piernas presentan dos picos distintos, como se ilustra en la Figura 3.3 [70], [71], [72]. El primer pico corresponde al contacto de los dedos del pie y el segundo pico al contacto del talón. Según Janz [73], una caída desde una altura de 0.305 m produce un segundo pico de fuerza de 3.5 veces el peso corporal (BW). Otras publicaciones informan que el primer pico de impacto suele oscilar entre 1.27 y 1.69 BW. Por lo tanto, se seleccionó un valor de 1.645 BW, ya que se encuentra dentro de este rango [72], [74], [75].

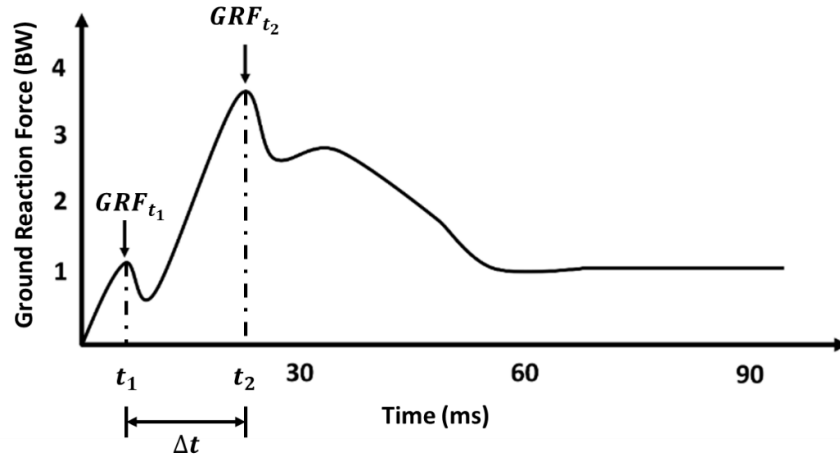


Figura 3.3 Comportamiento de la fuerza de reacción sobre el suelo en la tarea de aterrizaje a dos piernas.

Los coeficientes de rigidez (k_1 y k_2) y el amortiguamiento (D_1 y D_2) se determinan explorando diversas combinaciones de los coeficientes vinculados a las fuerzas de contacto de la punta y el talón. La ecuación de movimiento (3.8) se resuelve para cada combinación y se seleccionan los coeficientes que más se acercan a las fuerzas máximas experimentales.

La calibración del modelo se realiza para determinar los coeficientes de rigidez y amortiguamiento asociados con los contactos del talón (k_2, D_2) y la punta del pie (k_1, D_1), que reproducirán con precisión la GRF durante la tarea de aterrizaje con ambas piernas. Los valores objetivo utilizados para la calibración son: 1) un pico de GRF durante el contacto de la punta del pie de 1.645 BW, 2) un pico de GRF durante el contacto de los dedos y el talón de 3.5 BW, y 3) una diferencia de tiempo entre estos dos picos de fuerza de $\Delta t = 15$ ms, como se muestra en la Figura 3.3. Se utilizó un sujeto de prueba hipotético con una masa $M = 70$ kg y una altura $H_t = 1.7$ m para realizar el barrido en un rango de coeficientes de rigidez y amortiguamiento. Los valores de m_i , I_i , l_i y r_i se calculan utilizando las tablas antropométricas de Winter [39], [75]. Además, los valores de

rigidez articular k_{rb_i} y amortiguamiento c_i se definieron basándose en las referencias [63], [76] para proporcionar un comportamiento realista del cuerpo humano y las extremidades durante la tarea de aterrizaje con ambas piernas.

Para evaluar el modelo dinámico, se utilizaron los parámetros y valores que se muestran en la Tabla 3.1, que se definen en términos de la masa y la altura del sujeto de prueba. Las condiciones iniciales del modelo se muestran en la Tabla 3.2, donde H es la altura de caída, que se definió como $H = 0.305$ m [72]. Las orientaciones angulares iniciales (posturas iniciales) se definieron a partir de un vídeo de una tarea de aterrizaje con ambas piernas [77], y se asumió que las velocidades angulares iniciales de los miembros eran cero.

La estimación de los coeficientes de rigidez y amortiguación se realizó mediante un barrido en dos etapas: análisis del contacto de la punta de los pies y análisis del contacto del talón. La Figura 3.4 muestra el comportamiento de la fuerza máxima de contacto de la punta con respecto a k_1 y D_1 . En esta figura, se observa que hay diferentes valores de k_1 y D_1 que dan como resultado un $G_{RF_{t_1}} = 1.645$ BW. Todos los valores que se encontraban dentro de una tolerancia de ± 0.05 BW fueron preseleccionados como posibles valores de calibración.

Tabla 3.1 Parámetros utilizados para llevar a cabo la calibración de los parámetros de contacto.

Parámetro	Valor	Parámetro	Valor
M	70 kg	I_2	$m_2(0.0742H_t)^2$ kg-m ²
H_t	1.7 m	I_3	$m_3(0.0917H_t)^2$ kg-m ²
m_1	$0.029M$ kg	I_4	$m_4(0.2331H_t)^2$ kg-m ²
m_2	$0.093M$ kg	k_{rb_1}	1×10^2 N-m/rad
m_3	$0.2M$ kg	c_1	1×10^2 N-m-s/rad
m_4	$0.678M$ kg	k_{rb_2}	1.5×10^2 N-m/rad
l_1	$0.152H_t$ m	c_2	1.5×10^2 N-m-s/rad
l_2	$0.246H_t$ m	k_{rb_3}	1.5×10^2 N-m/rad
l_3	$0.245H_t$ m	c_3	1.5×10^2 N-m-s/rad
l_4	$0.47H_t$ m	k_{rb_4}	1×10^3 N-m/rad
r_1	$0.076H_t$ m	c_4	1×10^3 N-m-s/rad
r_2	$0.1394H_t$ m	k_1	0.4857 kN/m ^{3/2}
r_3	$0.1610H_t$ m	D_1	6.0000 kN-s/m ^{5/2}
r_4	$0.1757H_t$ m	k_2	10.000 kN/m ^{3/2}
I_1	$m_i(0.0722H_t)^2$ kg-m ²	D_2	20.000 kN-s/m ^{5/2}

Tabla 3.2 Condiciones iniciales de la tarea de aterrizaje a dos piernas.

Parámetro	Valor	Parámetro	Valor
θ_1	130 deg	$\dot{\theta}_3$	0 rad/s
$\dot{\theta}_1$	0 rad/s	θ_4	73 deg
θ_2	80 deg	$\dot{\theta}_4$	0 rad/s
$\dot{\theta}_2$	0 rad/s	y	0 m
θ_3	100 deg	$\dot{y}$	$-\sqrt{2gH}$ m/s

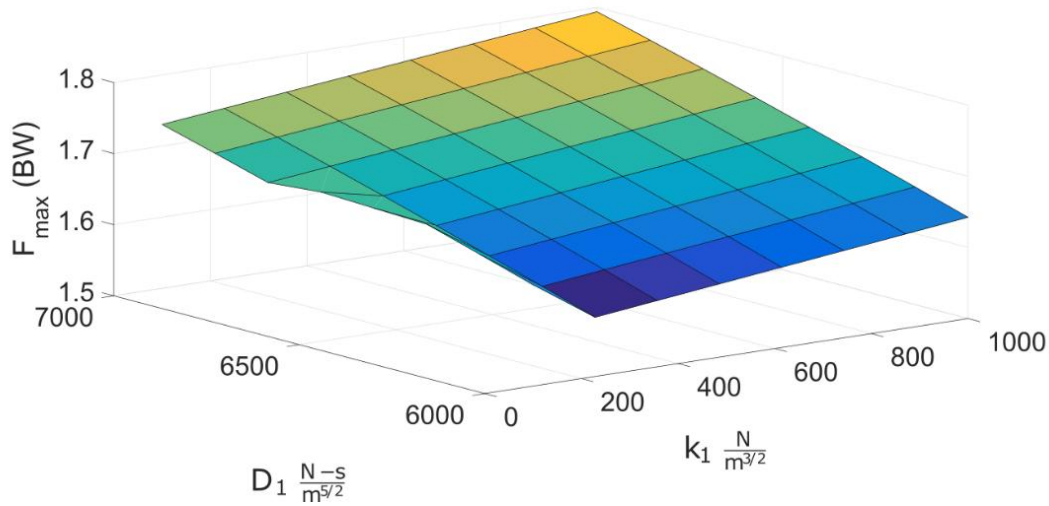


Figura 3.4 Fuerza de Reacción sobre el Suelo Máxima (GRF_{max}) en el primer escenario de contacto como función de k_1 y D_1 .

Posteriormente, se llevó a cabo un análisis similar para la fuerza de reacción del contacto del talón. Los valores de k_2 y D_2 se variaron para cada par de valores preseleccionados de k_1 y D_1 con el fin de obtener una familia de valores que condujera a un comportamiento de la GRF acorde con la bibliografía [72]. La Figura 3.5 muestra la GRF máxima con respecto a la variación de los parámetros de contacto k_2 y D_2 . Aunque varios valores de rigidez y amortiguamiento dieron lugar a una fuerza cercana a la fuerza objetivo $GRF_{t_2} = 3.5$ BW [72], solo se seleccionaron aquellos valores que lograron una tolerancia de ± 0.05 BW.

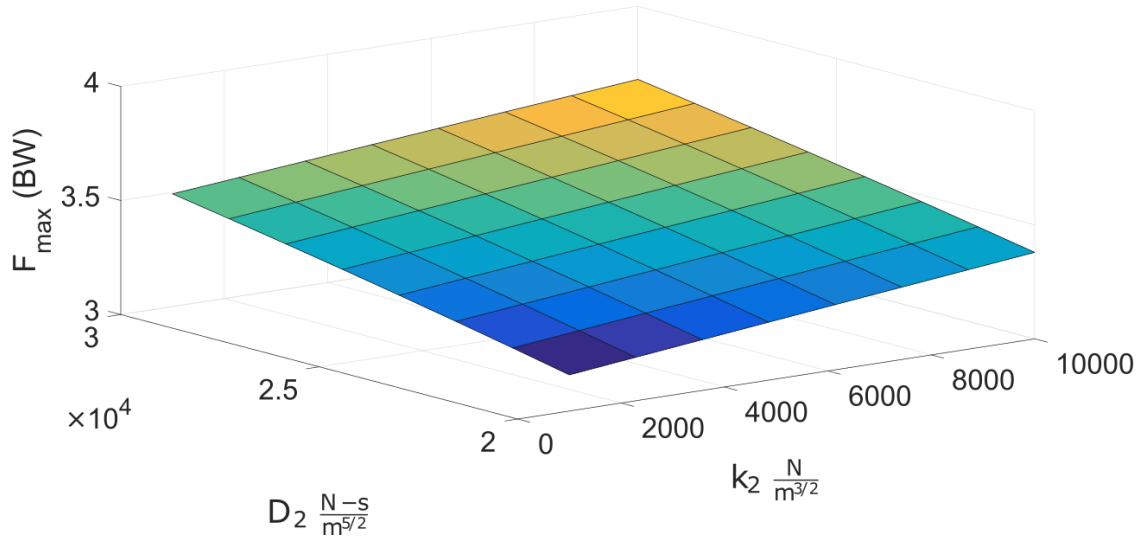


Figura 3.5 Fuerza de Reacción sobre el Suelo Máxima (GRF_{max}) en el segundo escenario de contacto como función de k_2 y D_2 .

Para seleccionar los valores de los parámetros de contacto, también se tuvo en cuenta una diferencia de tiempo entre los dos picos de fuerza de $\Delta t = 15$ ms [78], [79]. Se evaluaron todos los valores de los parámetros de contacto y se eligieron aquellos que se asemejaban al Δt objetivo. Así, los valores seleccionados de k_1 , D_1 , k_2 y D_2 , que reproducen mejor el comportamiento de la GRF ($GRF_{t_1} = 1.645$ BW, $GRF_{t_2} = 3.5$ BW, y $\Delta t = 39$ ms) se muestran en la Tabla 3.3. Aunque no se pudieron obtener valores más bajos de Δt a pesar de probar varias combinaciones de parámetros de rigidez y amortiguación, los valores seleccionados garantizaron que las fuerzas máximas objetivo se reprodujeran con precisión. Esta desviación en Δt no compromete la fiabilidad del modelo, ya que la validación se apoya tanto en la concordancia cuantitativa con las magnitudes comunicadas por Janz como en la coherencia cualitativa con el perfil GRF de dos picos descrito en otros estudios, en los que se han comunicado comportamientos temporales y estructurales similares durante los aterrizajes con ambas piernas [70], [71], [73], [78], [79].

Tabla 3.3 Parámetros de rigidez y amortiguamiento en la punta de los pies (1) y talones (2) calibrados usando las ecuaciones de Hunt-Crossley.

Parámetro	Valor	
k_1	0.4857	$\text{kN/m}^{3/2}$
D_1	6.0000	$\text{kN-s/m}^{5/2}$
k_2	10.000	$\text{kN/m}^{3/2}$
D_2	20.000	$\text{kN-s/m}^{5/2}$

3.3 Solución del modelo de contacto

Posterior a la calibración, se dio solución a las ecuaciones de movimiento (3.8) del modelo de la tarea de aterrizaje con dos piernas utilizando los valores de las Tabla 3.1 y Tabla 3.2. Para completar la simulación del modelo de la Figura 3.1, se utilizan los valores obtenidos en la calibración del modelo vistos en la Tabla 3.3

Para la solución del modelo, se hizo un script en el software MATLAB para solucionar las ecuaciones diferenciales de movimiento. La solución de las ecuaciones de movimiento (3.8) se realizó utilizando la metodología de Runge-Kutta de 4° orden durante un tiempo de solución de 1 segundo. En la Figura 3.6 se muestra el comportamiento de las orientaciones angulares de los eslabones de los pies, piernas, muslos y tronco durante el impacto. Se observa que los valores de θ_1 tienden a ajustarse de tal manera que los pies se colocan de forma más horizontal sobre la superficie del suelo. Por otra parte, θ_2 presenta una tendencia decreciente conforme transcurre el tiempo, mientras que θ_3 aumenta. Esto indica que los muslos y las piernas tienden a cerrarse y a aproximarse entre sí. En conjunto, estos comportamientos concuerdan con lo esperado y son consistentes con lo reportado en diversos estudios que describen la tarea de interés [23].

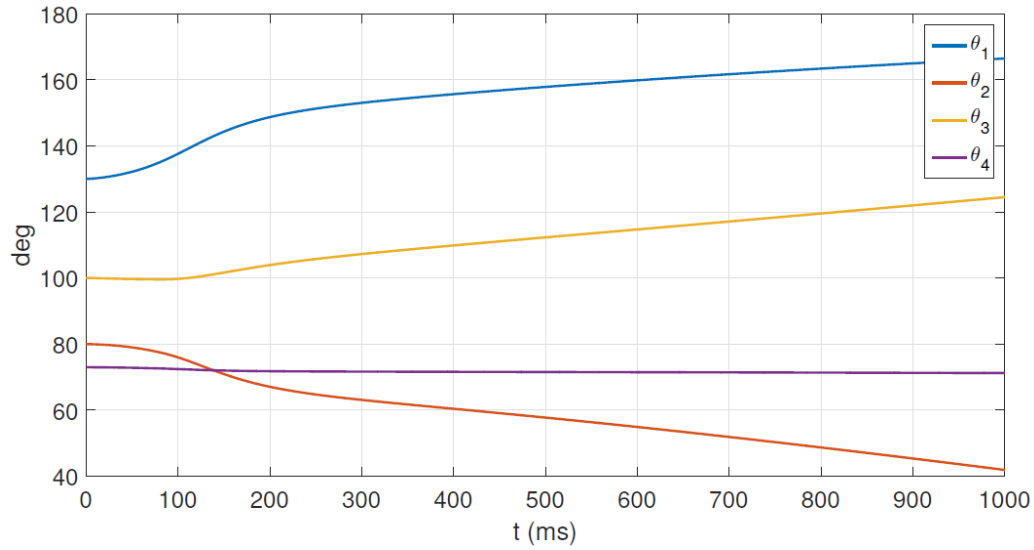


Figura 3.6 Comportamiento de las orientaciones angulares de los eslabones del modelo de la tarea de aterrizaje a dos piernas.

A partir de la solución anterior, se obtiene el comportamiento de las fuerzas de reacción del suelo mediante la suma de las dos fuerzas de contacto mostradas en la Figura 3.2. Posteriormente, empleando las ecuaciones del análisis cinético de la articulación de la rodilla (3.9) y (3.10), se determina el comportamiento de las fuerzas y los momentos de reacción de interés, los cuales se presentan en la Figura 3.7.

Se observa que el comportamiento de la fuerza de reacción del suelo y de la fuerza de reacción en la rodilla es prácticamente el mismo; sin embargo, la fuerza en la rodilla presenta valores ligeramente inferiores a los de la fuerza de reacción del suelo, tal como se esperaba, debido a las pérdidas asociadas a las masas de los eslabones del pie y la pierna. Asimismo, se aprecia que los valores pico máximos de ambas fuerzas ocurren en el mismo instante de tiempo.

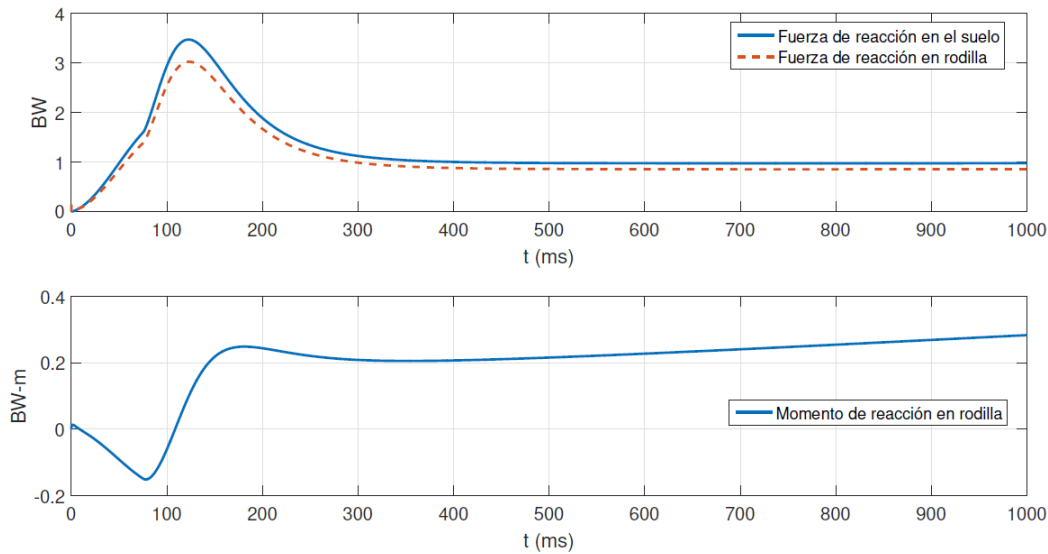


Figura 3.7 Respuesta dinámica de las fuerzas de reacción del suelo y de la rodilla, y del momento de reacción en la articulación de la rodilla.

Por otra parte, se observa que el momento de reacción en la rodilla aumenta conforme avanza el tiempo de análisis, lo cual puede justificarse por la disminución del ángulo θ_2 , que provoca un incremento en el brazo de palanca. Finalmente, conforme el tiempo de análisis continúa, la fuerza de reacción del suelo tiende a aproximarse a un valor de 1 BW, es decir, al peso corporal del sujeto de estudio.

Posteriormente se llevó a cabo el mismo procedimiento descrito anteriormente pero modificando los valores de rigidez y amortiguamiento articular. Estos parámetros se ajustaron con el objetivo de analizar la importancia de la activación muscular en el comportamiento de las fuerzas y los momentos de reacción. Como primer análisis, se incrementaron a valores muy altos los parámetros de rigidez y amortiguamiento de los eslabones correspondientes a las piernas, los muslos y el tronco. Con esta modificación se busca que las orientaciones angulares asociadas a dichos eslabones permanezcan prácticamente constantes durante el impacto. Los valores de rigidez y amortiguamiento articular del pie no fueron modificados con el fin de asegurar el contacto tanto de la punta de los pies como del talón con la superficie de impacto. En la Tabla 3.4 se presentan los valores seleccionados para este análisis.

Tabla 3.4 Valores de rigidez y amortiguamiento altos.

Parámetro	Valor	
k_{rb_2}	1×10^4	N-m/rad
c_2	1×10^4	N-m-s/rad
k_{rb_3}	1×10^4	N-m/rad
c_3	1×10^4	N-m-s/rad
k_{rb_4}	1×10^4	N-m/rad
c_4	1×10^4	N-m-s/rad

En la Figura 3.8 se presenta el comportamiento de las fuerzas y los momentos de reacción de interés. Se observa que dichos comportamientos son muy similares a los mostrados en la Figura 3.7. No obstante, el pico máximo de la fuerza durante la fase de contacto es mayor que el registrado en el análisis anterior. Esto sugiere que una mayor actividad muscular durante el contacto en la caída provoca un incremento considerable en las fuerzas de reacción en la articulación de la rodilla, con un aumento aproximado de 0.5 BW respecto al caso previo.

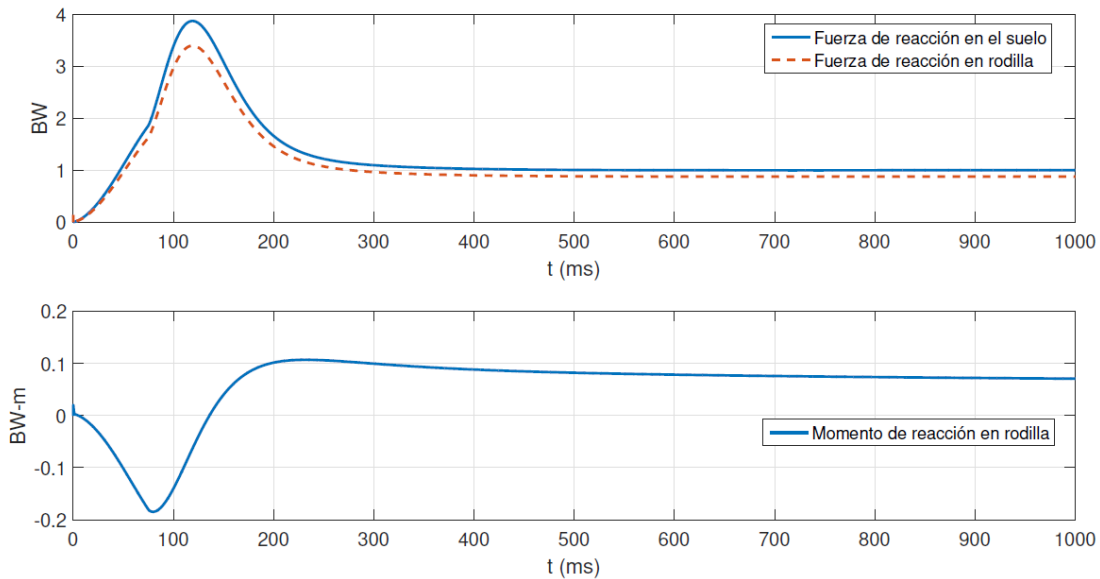


Figura 3.8 Respuesta dinámica de las fuerzas de reacción del suelo y de la rodilla, y del momento de reacción en la articulación de la rodilla con alta rigidez articular.

Por otra parte, el momento de reacción en la rodilla no presenta un incremento conforme avanza el tiempo de análisis. Este comportamiento se atribuye a que las orientaciones de las piernas y los muslos permanecen prácticamente constantes debido a los altos valores de rigidez y amortiguamiento articular impuestos en este escenario.

Finalmente, se llevó a cabo el mismo procedimiento empleando valores más bajos de rigidez y amortiguamiento articular, los cuales se presentan en la Tabla 3.5. En la Figura 3.9 se muestra el comportamiento de las fuerzas y los momentos de reacción bajo estas condiciones de baja rigidez y amortiguamiento articular.

Tabla 3.5 Valores de rigidez y amortiguamiento bajos.

Parámetro	Valor	
k_{rb_2}	75	N-m/rad
c_2	75	N-m-s/rad
k_{rb_3}	75	N-m/rad
c_3	75	N-m-s/rad
k_{rb_4}	500	N-m/rad
c_4	500	N-m-s/rad

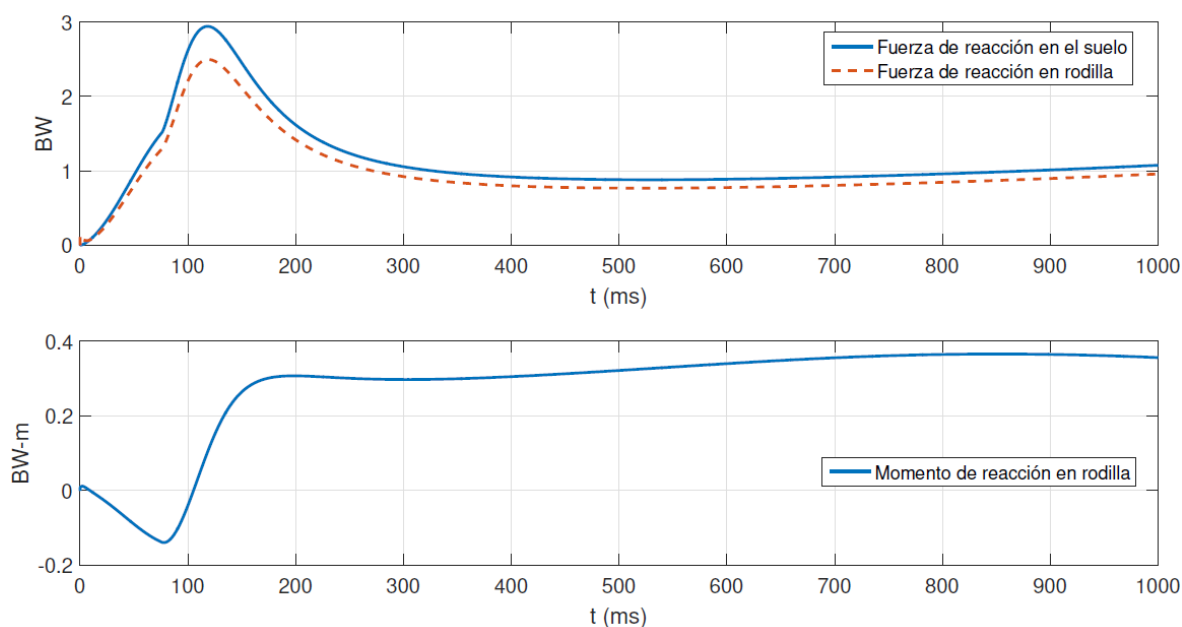


Figura 3.9 Respuesta dinámica de las fuerzas de reacción del suelo y de la rodilla, y del momento de reacción en la articulación de la rodilla con baja rigidez articular.

Se observa que el comportamiento general de las fuerzas y los momentos de reacción es similar al mostrado en la Figura 3.7 y Figura 3.8. No obstante, al considerar valores reducidos de rigidez y amortiguamiento articular, las fuerzas máximas de reacción tanto del suelo como de la

rodilla disminuyen en comparación con los análisis previos. Por el contrario, los valores del momento de reacción en la rodilla son mayores que los observados anteriormente. Este incremento se debe a que los eslabones correspondientes a las piernas y los muslos presentan menor rigidez y amortiguamiento articular, lo que permite una mayor variación angular y, en consecuencia, una disminución significativa del ángulo de las piernas, generando así un mayor brazo de palanca.

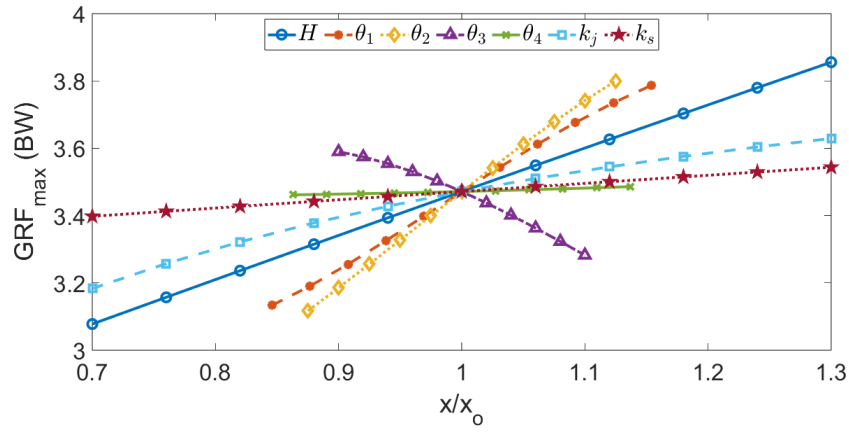
Capítulo 4

Análisis del efecto de los parámetros extrínsecos e intrínsecos sobre las cargas de rodilla

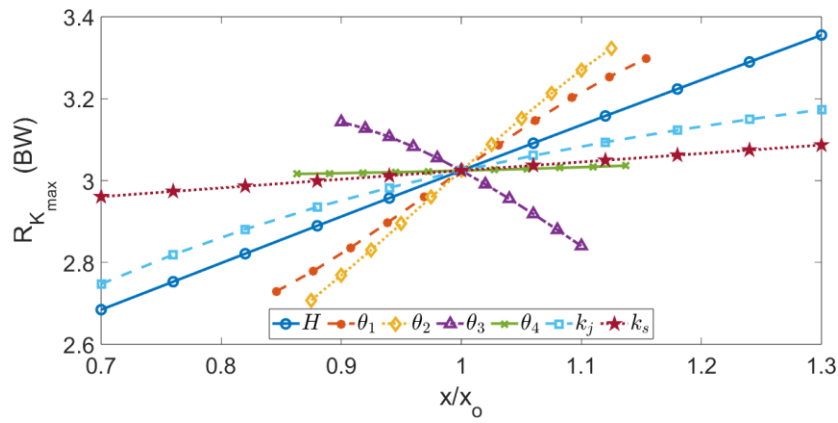
4.1 Análisis paramétrico

Se realizó un análisis paramétrico para evaluar la influencia de las condiciones intrínsecas y extrínsecas sobre: 1) la fuerza de reacción del suelo, 2) la fuerza de reacción de la rodilla y 3) el momento de reacción de la rodilla. El análisis tiene en cuenta las siguientes condiciones intrínsecas: la orientación angular absoluta (postura) de los pies (θ_1), las piernas (θ_2), los muslos (θ_3) y el tronco (θ_4) en el instante del impacto, y la rigidez y amortiguación de las articulaciones (k_j); y las siguientes condiciones extrínsecas: la rigidez de la superficie de contacto (k_s) y la altura de la caída (H).

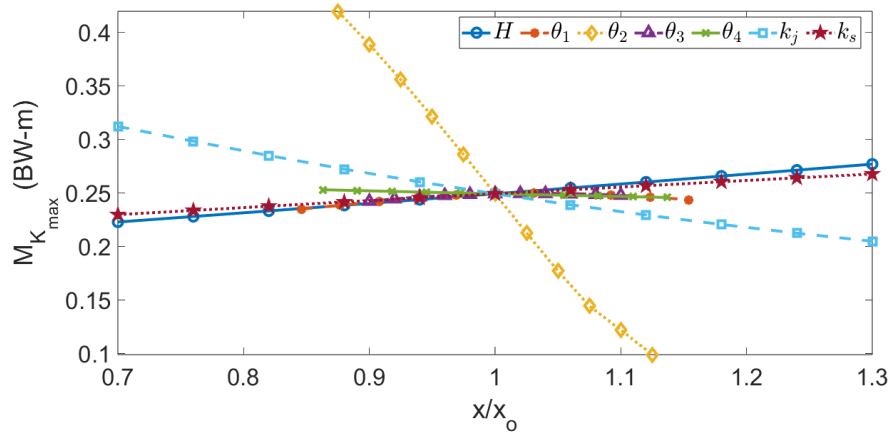
Se realizó un análisis paramétrico para evaluar la influencia de las diferentes condiciones (parámetros) sobre la fuerza de reacción del suelo (GRF), la fuerza de reacción de la rodilla (R_k) y el momento de reacción de la rodilla (M_k). La ecuación (3.8) del modelo se resolvió para los valores que se muestran en la Tabla 3.1. Cada parámetro (x) se varió uno a uno con respecto a su valor de referencia (x_0) en el rango $0.7 \leq x/x_0 \leq 1.3$. Se seleccionó un rango de variación de 0.7 – 1.3 ($\pm 30\%$), en consonancia con los análisis de sensibilidad en modelos biomecánicos similares, en los que los rangos comunicados suelen oscilar entre $\pm 10\%$ y $\pm 50\%$ [80], [81], [82]. Este intervalo proporciona una evaluación representativa de la influencia de los parámetros en la respuesta del modelo. Para simplificar los parámetros, la rigidez de la articulación k_{rb_i} y el amortiguamiento c_i ($i = 1, 2, 3, 4$), se representan mediante el parámetro k_j , mientras que los valores de rigidez k_1 y k_2 se representan mediante la condición de rigidez de la superficie, k_s . La evolución de la GRF máxima, R_k y M_k con respecto a la variación de los parámetros se muestra en la Figura 4.1.



a)



b)



c)

Figura 4.1 Influencia de los parámetros extrínsecos e intrínsecos sobre a) $GRF_{\max}$ máxima, b) R_K máxima, c) M_K .

4.2 Análisis de sensibilidad

También se llevó a cabo un análisis de sensibilidad con el fin de identificar los parámetros de entrada influyentes, los parámetros no influyentes y los efectos de interacción dentro del modelo [83], tal y como se hace en otros estudios en el campo biomédico [84], [85]. Un enfoque para llevar a cabo el análisis de sensibilidad es el uso de técnicas de cribado, que implican discretizar los parámetros de entrada en niveles y explorar sistemáticamente las variables de salida de interés. Los métodos de selección tienen la ventaja de ser computacionalmente eficientes en comparación con otras técnicas de análisis de sensibilidad. Un método de selección muy utilizado es el enfoque “One at a Time” (OAT), en el que se varía un parámetro de entrada a la vez mientras que el resto se mantiene fijo. Morris [86] desarrolló un método basado en este principio y clasificó los parámetros de entrada en tres grupos: i) entradas no influyentes, ii) entradas con una contribución lineal significativa, y iii) entradas con influencia no lineal. El método comprende la estimación de índices de sensibilidad para evaluar el efecto elemental del j -ésimo parámetro de entrada $E_j^{(i)}$, de la siguiente manera:

$$E_j^{(i)} = \frac{f(X_j^{(i)} + \Delta) - f(X_j^{(i)})}{\Delta} \quad (4.1)$$

donde $X_j^{(i)}$ representa el i -ésimo valor del j -ésimo vector del parámetro de entrada de tamaño $r \times 1$, $f(X_j^{(i)})$ es la función de variable de salida dependiente de los parámetros de entrada, y Δ es un múltiplo de $1/(n - 1)$ donde n es el número de niveles.

Los índices de sensibilidad obtenidos son el valor medio μ_j del efecto elemental $E_j^{(i)}$

$$\mu_j = \frac{1}{r} \sum_{i=1}^r |E_j^{(i)}| \quad (4.2)$$

y la desviación estándar del efecto elemental $E_j^{(i)}$

$$\sigma_j = \sqrt{\frac{1}{r} \sum_{i=1}^r (E_j^{(i)} - \mu_j)^2} \quad (4.3)$$

El μ_j mide la influencia del j -ésimo parámetro de entrada sobre la salida. El parámetro con el μ_j más grande es el que tiene mayor influencia. El σ_j mide los efectos no lineales y de interacción de la j -ésima entrada. Los parámetros de entrada con valores pequeños de σ_j afectan linealmente, mientras que los parámetros de entrada con valores grandes de σ_j afectan de forma no lineal.

Se utilizó la metodología de sensibilidad OAT para evaluar la influencia de las condiciones intrínsecas ($\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4$ y k_j) y extrínsecas (H y k_s) sobre los valores máximos de GRF , R_k y M_k . Los resultados se muestran en la Figura 4.2, donde el eje horizontal representa las condiciones intrínsecas y extrínsecas (parámetros de entrada), el eje vertical representa la influencia μ sobre $R_{k_{max}}$, $M_{k_{max}}$ y GRF_{max} (variables de salida), y el tamaño de las burbujas representa la no linealidad σ . En la Figura 4.2 se observa que el parámetro más influyente en GRF_{max} y $R_{k_{max}}$ es θ_2 , seguido de $\theta_1, \theta_3, H, k_j, k_s$ y, por último, θ_4 . Por otro lado, el parámetro más influyente en $M_{k_{max}}$ es θ_2 , seguido de $k_j, \theta_3, H, k_s, \theta_1$ y θ_4 . Estos resultados concuerdan con el comportamiento esperado, lo que respalda la validez del análisis y la mecánica del sistema en estudio [23].

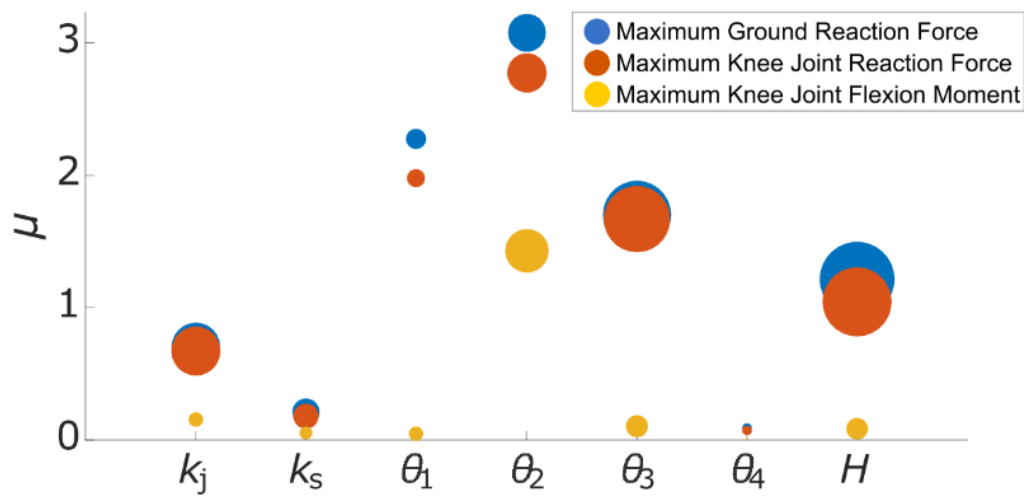


Figura 4.2 Resultados del análisis de sensibilidad OAT

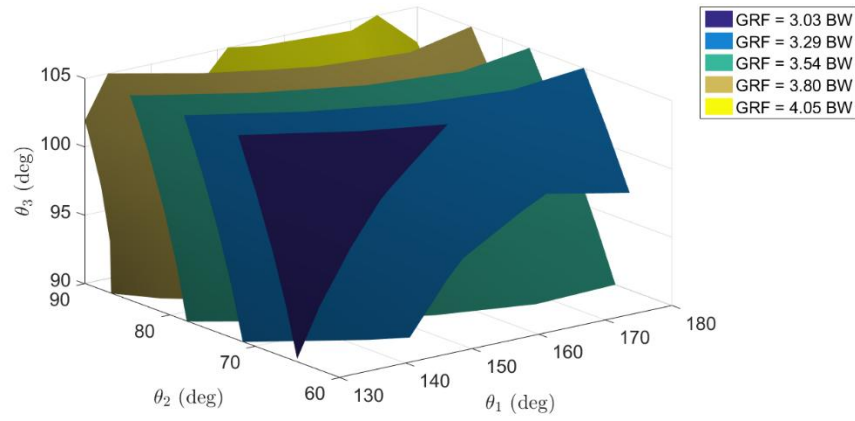
4.3 Efecto multivariable

El análisis multivariable se centró en los ángulos articulares, ya que los resultados de sensibilidad mostraron que la postura tenía el mayor efecto sobre las fuerzas de la rodilla. También se analizaron los parámetros de rigidez (k_j , k_s) debido a su papel en la acción muscular y la interacción entre el calzado y la superficie. Se excluyó la altura de caída porque su influencia ya era

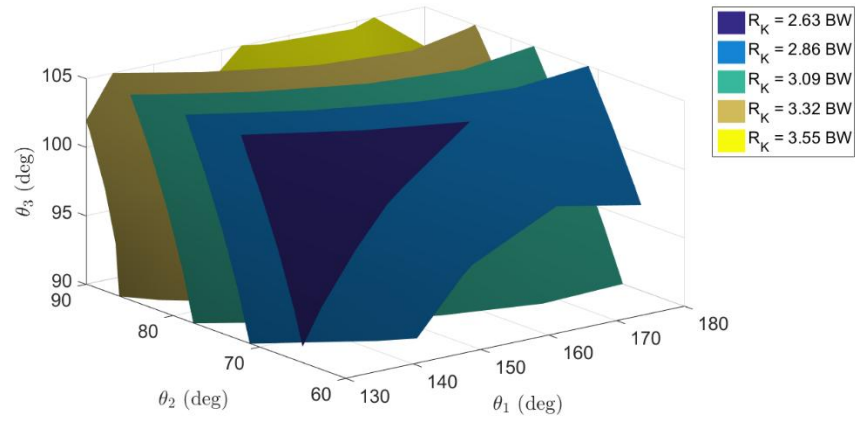
evidente y menos significativa que la postura. Basándose en estas consideraciones, el siguiente análisis explora el efecto combinado de estas variables sobre la GRF_{max} , $R_{k_{max}}$ y $M_{k_{max}}$.

Para determinar el efecto de la variación de más de un parámetro de entrada al mismo tiempo, sobre las variables de salida (GRF_{max} , $R_{k_{max}}$ y $M_{k_{max}}$), se utilizaron gráficas de superficies de nivel (curvas de nivel). En el caso de la postura del cuerpo humano al instante del impacto, θ_1 , θ_2 y θ_3 fueron variados en el rango de valores mostrado en la sección 4.1. La orientación angular absoluta del tronco (θ_4) fue mantenida fija durante el análisis debido a que, en el análisis de superficies de nivel, solo tres variables pueden ser variadas. Además, la orientación angular del tronco fue el parámetro con menor influencia hacia cualquiera de las variables de salida de interés. La Figura 4.3 muestra los resultados ante la variación de θ_1 , θ_2 y θ_3 . La Figura 4.3a muestra que θ_2 es el factor principal que influye en la GRF , ya que valores más altos de θ_2 provocan un aumento de la GRF independientemente de θ_1 y θ_3 . Sin embargo, el efecto combinado de la postura es evidente: cuando θ_2 y θ_3 se acercan a 90° (piernas y muslos en posición vertical) y θ_1 se acerca a 180° (pies en posición horizontal), la GRF alcanza su máximo. Las superficies niveladas del R_k máximo se muestran en la Figura 4.3b, donde se observa un comportamiento similar al de la GRF . Del mismo modo, las superficies niveladas del M_k máximo se muestran en la Figura 4.3c, donde se observa que a medida que θ_2 disminuye el momento aumenta. Además, las variables θ_1 y θ_3 parecen tener poca influencia en el momento de la rodilla.

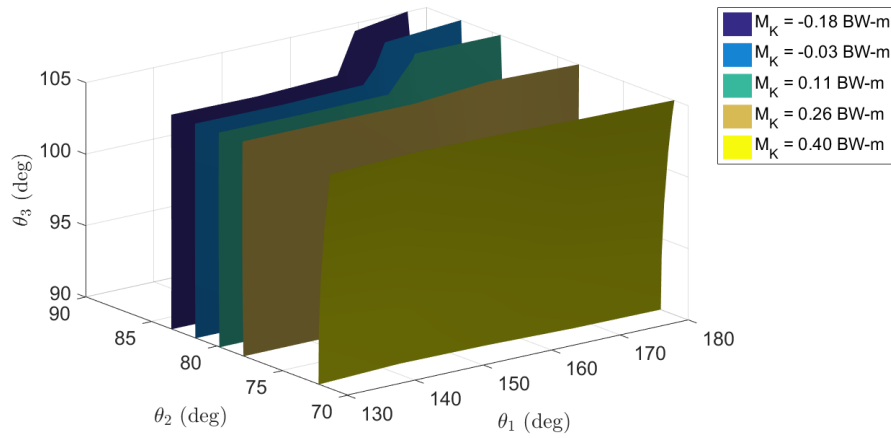
El efecto de la rigidez y amortiguamiento de la articulación (k_j) y la rigidez de la superficie de contacto (k_s) sobre las variables de salida se analizó utilizando gráficas de contorno. La Figura 4.4 muestra los gráficos de contorno obtenidos al variar k_j y k_s con respecto a los valores de referencia, es decir, k_j/k_{j_0} , k_s/k_{s_0} . En las Figura 4.4a y Figura 4.4b se observa que, a medida que aumentan k_j y k_s , también aumentan el GRF y R_k máximos. Además, la Figura 4.4c muestra que M_k aumenta a medida que disminuye k_j y aumenta k_s .



a)

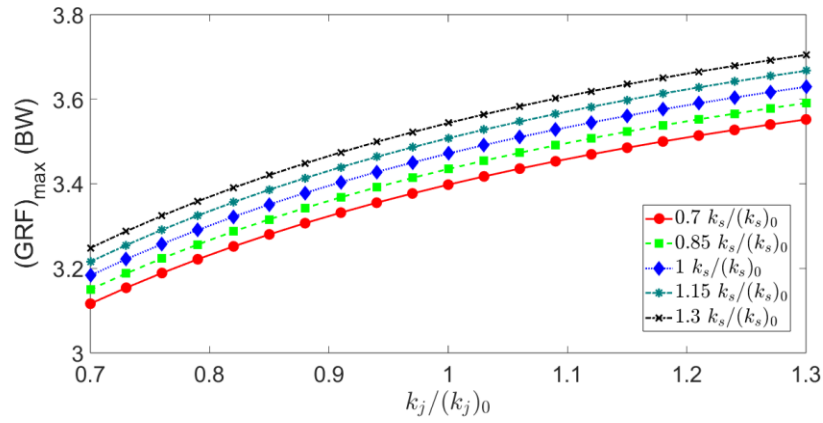


b)

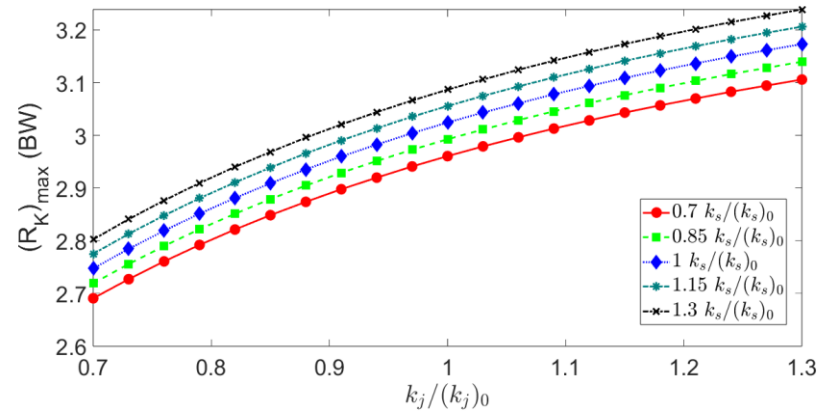


c)

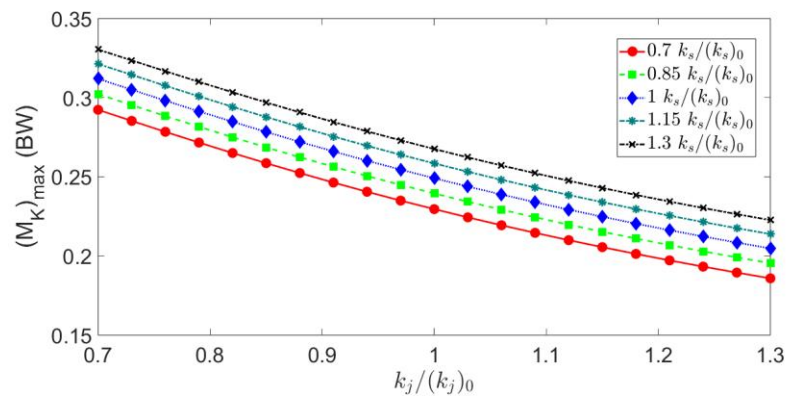
Figura 4.3 Superficies de nivel de: a) GRF máxima, b) R_k máxima, y c) M_k máximo; para diferentes valores de θ_1 , θ_2 y θ_3 , y con $\theta_4 = 73^\circ$.



a)



b)



c)

Figura 4.4 Gráficas de contorno de: a) GRF máxima, b) R_k máxima, y c) M_k máximo con variación de valores de k_j y k_s .

4.4 Análisis y discusión de resultados

Los resultados de los análisis de sensibilidad y paramétricos, basados en el método de Morris, indicaron que las orientaciones angulares absolutas de los pies, las pantorrillas y los muslos en el instante del impacto ejercen la mayor influencia sobre la GRF máxima y la fuerza de la rodilla en comparación con otros parámetros. Los resultados de los análisis de sensibilidad y paramétricos han demostrado que las orientaciones angulares de los pies, las pantorrillas y los muslos en el instante del impacto tienen una influencia significativa sobre la GRF máxima y la fuerza de la rodilla R_k . Estos resultados concuerdan con la bibliografía [23], [51], ya que se ha informado de que algunas lesiones de rodilla se producen cuando la rodilla está más cerca de la extensión máxima, es decir, θ_2 y θ_3 iguales a 90° . La fuerza de la rodilla durante una tarea de aterrizaje con ambas piernas depende en gran medida de la postura corporal durante el impacto. El parámetro que más influye en las fuerzas de reacción del suelo y de la articulación de la rodilla es la orientación angular absoluta de las piernas, representada como θ_2 . Este hallazgo concuerda con la bibliografía, que indica que la mayoría de los atletas con lesiones del ligamento cruzado anterior (LCA) aterrizaron con un ángulo de flexión de la rodilla pequeño [13]. Este ángulo de flexión de la rodilla θ_2 ejerció una mayor influencia en ambas fuerzas que la altura de la caída. Los estudios de la literatura se limitan a alturas de caída de un máximo de 30 cm, sin tener en cuenta las variaciones en el ángulo de flexión de la rodilla [23], [87].

Los resultados también mostraron que la orientación del pie y del muslo ejerce una mayor influencia sobre las fuerzas que actúan sobre la rodilla que la altura de la caída, lo que lleva a la conclusión de que la técnica de aterrizaje tiene un impacto mucho mayor en la prevención de lesiones de rodilla que cualquier otro parámetro, incluida la altura de la caída [16]. Los análisis paramétricos y de sensibilidad indicaron efectos no lineales mínimos (σ_j), ya que las curvas de respuesta eran casi lineales dentro de los rangos probados. Esto sugiere que, bajo los supuestos actuales, las fuerzas sobre la rodilla varían proporcionalmente con los cambios en los parámetros, lo que respalda la estabilidad del modelo en este ámbito. Por otro lado, se observa que el ángulo de flexión del tronco tiene una influencia reducida en las fuerzas que se ejercen sobre las rodillas, lo que contrasta con otros estudios publicados que han encontrado una correlación entre este valor y el aumento de las fuerzas que se ejercen sobre las rodillas, especialmente en las atletas femeninas [13], [88]. Esta discrepancia se debe a que los músculos se modelan como elementos absolutos en lugar de relativos a sus segmentos proximales. Esto reduce la influencia del tronco en la posición de

las extremidades inferiores, lo que a su vez limita el papel del centro de masa. Aunque algunos estudios consideran el centro de masa como un factor de riesgo de lesión de rodilla, su impacto se ve disminuido con este enfoque de modelización [88], [89].

En cuanto al momento de reacción de la rodilla, el parámetro más influyente es la orientación angular absoluta de las piernas (θ_2); cuanto menor es el valor de θ_2 en el impacto, mayor es la distancia entre el centro de masa y la articulación de la rodilla y, en consecuencia, mayor es el momento de la rodilla. Por lo tanto, la flexión de la rodilla disminuye la fuerza de la rodilla, pero aumenta el momento de la rodilla, lo que conlleva un mayor riesgo de lesiones de ligamentos. Estas observaciones concuerdan con la bibliografía, que destaca el papel del brazo de palanca en las lesiones del LCA [24]. Por lo tanto, el momento de la rodilla puede considerarse un predictor de lesiones, ya que a medida que aumenta, aumenta la velocidad de deformación en los ligamentos de la rodilla. Debido a la naturaleza viscoelástica de los ligamentos, un incremento en la velocidad de deformación aumentará la tensión en estos tejidos [89]. Otros estudios han concluido que uno de los principales mecanismos de lesión meniscal es la flexión elevada de la rodilla, que está directamente relacionada con el momento de reacción en esta articulación [90].

El análisis de las superficies de nivel (Figura 4.3) revela que aterrizar con las extremidades tibiales y femorales en posición vertical aumenta el riesgo de lesiones de rodilla, lo que concuerda con la bibliografía [11], [13], [16]. A su vez, se observó que los ángulos del pie (θ_1) cercanos a la horizontal aumentan la probabilidad de lesión, dado que en esta posición los músculos de las extremidades inferiores no disipan adecuadamente la fuerza de reacción sobre el suelo, lo que aumenta el riesgo de lesiones de rodilla, principalmente en el LCA [13], [16]. Por lo tanto, se concluye que la peor forma de caer es con los muslos y las pantorrillas en posición vertical (erguida) y los pies en posición horizontal, lo que aumenta la fuerza de reacción sobre la rodilla.

Los resultados ponen de relieve que la posición de los muslos, las piernas y los pies tiene una mayor influencia en las fuerzas que se ejercen sobre las rodillas que factores externos como la altura de la caída o la interacción entre el suelo y el calzado. Este hallazgo sugiere que las fuerzas que se ejercen sobre las rodillas, utilizadas como parámetro para predecir lesiones, son menos sensibles a las condiciones de contacto que a la postura y la alineación durante el aterrizaje. Por otro lado, la rigidez muscular también se identificó como un factor relevante: una mayor rigidez en una postura incorrecta aumenta significativamente el riesgo de lesiones, y una menor rigidez prolonga el tiempo de reacción, lo que reduce las velocidades articulares. Dada la naturaleza

viscoelástica de los ligamentos, unas mayores velocidades de deformación pueden dar lugar a mayores tensiones, lo que podría aumentar el riesgo de lesiones de rodilla [89]. Estos hallazgos refuerzan la importancia de diseñar programas de prevención centrados en la regulación de la postura y la rigidez muscular, lo que concuerda con estudios anteriores que informaron de una reducción de hasta el 53% en la incidencia de lesiones del LCA al aplicar estos enfoques [13]. Es importante destacar que, a pesar de su simplicidad y bajo costo computacional, el modelo mecánico propuesto arrojó resultados coherentes con los descritos en la bibliografía, lo que pone de relieve su solidez como herramienta eficaz y fiable para estudiar la mecánica del aterrizaje. El objetivo de este estudio era evaluar cualitativamente si un modelo simplificado puede captar los mecanismos clave relacionados con el riesgo de lesiones de rodilla, en lugar de competir con modelos 3D más complejos. En futuros trabajos se podrían incluir comparaciones de rendimiento para evaluar la precisión predictiva frente al costo computacional.

Algunas limitaciones del presente estudio incluyen el uso de un modelo bidimensional simplificado (plano sagital), que puede no captar completamente la complejidad de la biomecánica tridimensional de la rodilla, en particular los efectos de las fuerzas rotacionales y los movimientos laterales, como la rotación tibial y el colapso en valgo en los planos frontal y transversal, que son relevantes en tareas dinámicas como el aterrizaje y contribuyen a diversas lesiones de rodilla [18], [91], [92]. Sin embargo, esta simplificación se adopta intencionadamente para reducir la complejidad del modelo y mejorar su interpretabilidad, basándose en la hipótesis de simetría bilateral durante el aterrizaje. Además, aunque los análisis paramétricos y de sensibilidad proporcionan información valiosa, es posible que las hipótesis formuladas sobre la rigidez articular, los coeficientes de amortiguamiento y los datos antropométricos no representen con precisión la variabilidad observada en una población más amplia, especialmente en personas con diferentes composiciones corporales y condiciones físicas. Por último, el estudio no tiene en cuenta los patrones de activación muscular ni el control neuromuscular, ambos importantes en las tareas dinámicas del mundo real, y que pueden influir significativamente en el riesgo de lesiones de rodilla durante el aterrizaje. Además, no se incluyeron los componentes horizontales de la fuerza de reacción del suelo, previamente identificados como predictores del riesgo de lesiones de rodilla, lo que puede subestimar la carga sobre la rodilla durante las maniobras de frenado [92].

Capítulo 5

Análisis de las fuerzas y velocidad de deformación en los ligamentos de la rodilla

5.1 Modelo geométrico de rodilla

En el capítulo anterior se realizó el análisis articular para conocer las fuerzas en la rodilla durante la tarea de aterrizaje con dos piernas. El siguiente paso fue utilizar esos valores para determinar las fuerzas en los ligamentos e identificar qué parámetros son los que tienen una mayor influencia sobre las fuerzas de los ligamentos.

Moeinzadeh en 1983 [93] propuso un modelo dinámico de rodilla en el plano sagital que permita calcular las fuerzas de los ligamentos ante fuerzas y momentos externos. En la Figura 5.1 se muestra el modelo esquemático de rodilla en el plano sagital donde $X - Y$, $X' - Y'$ y $x_w - y_w$ representan los sistemas coordenados asociados a la tibia, el fémur y global, respectivamente. Por otra parte, x_0 y y_0 son las distancias horizontales y verticales entre los sistemas coordenados de la tibia y el fémur. El ángulo entre los sistemas coordenados de la tibia y el fémur se define como α . Finalmente, se muestran los 4 ligamentos asociados con la junta de la rodilla los cuales son: Ligamento Colateral Medial (LCM), Ligamento Colateral Lateral (LCL), Ligamento Cruzado Anterior (LCA) y Ligamento cruzado posterior (LCP). Cabe mencionar, que en el modelo propuesto el eslabón del fémur se mantiene fijo, mientras que la superficie de la tibia gira y se desliza con respecto a la superficie del fémur.

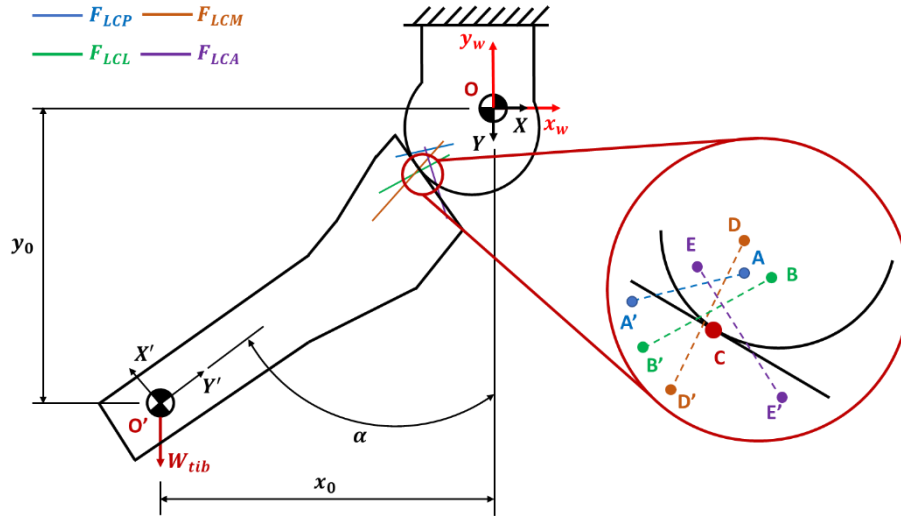


Figura 5.1 Diagrama esquemático para la solución del comportamiento de la fuerza de reacción en ligamento de la rodilla

5.1.1 Condición de contacto

Se asume que el fémur y la tibia se encuentran en contacto en el punto C tal como se muestra en la Figura 5.2. Para determinar la localización del punto de contacto, se realiza un análisis vectorial que logra relacionar el punto de contacto a través de los sistemas coordenados del fémur y de la tibia. En la Figura 5.2 se muestra $\vec{r}_0$, $\vec{r}_c$ y $\vec{r}_c'$ que representan el vector entre el sistema coordenado de la tibia y el del fémur, el vector al punto de contacto con respecto al sistema coordenado del fémur y el vector al punto de contacto con respecto al sistema coordenado de la tibia, respectivamente:

$$\vec{r}_0 = [x_0 \quad y_0]^T$$

$$\vec{r}_c' = [x_c' \quad y_c']^T$$

$$\vec{r}_c = [x_c \quad y_c]^T$$

La relación de los vectores se puede escribir como:

$$\vec{r}_0 + \mathbf{A}'\vec{r}_c' - \mathbf{A}\vec{r}_c = 0 \quad (5.1)$$

donde las matrices $\mathbf{A}$ y $\mathbf{A}'$ representan matrices de transformación que permiten relacionar las coordenadas del sistema del fémur y la tibia con el sistema coordenado del mundo, y están definidas como:

$$\mathbf{A}' = \begin{bmatrix} -\cos \alpha & \sin \alpha \\ \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix}$$

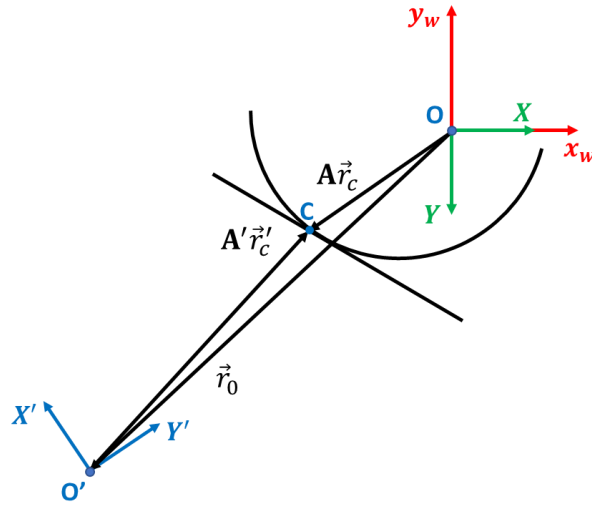


Figura 5.2 Análisis vectorial del contacto entre tibia y fémur

Solucionando la ecuación (5.1) se obtienen dos ecuaciones que aseguran el contacto entre los perfiles geométricos de la tibia y el fémur. Las ecuaciones calculadas se pueden escribir como:

$$x_0 - x'_c \cos \alpha + y'_c \sin \alpha + x_c = 0 \quad (5.2)$$

$$y_0 + x_c \sin \alpha + y'_c \cos \alpha - y_c = 0 \quad (5.3)$$

Como se muestra en las ecuaciones anteriores, es necesario conocer las coordenadas de contacto en los sistemas coordenados del fémur y la tibia. Las coordenadas de contacto se encuentran en función de la geometría de los perfiles del fémur y la tibia. Moeinzadeh [93] presenta un conjunto de funciones destinadas a modelar la geometría de la articulación, formuladas en

términos de las coordenadas x y x' correspondientes a los sistemas de referencia del fémur y de la tibia, respectivamente. En dicho trabajo se incluyen las ecuaciones necesarias para estimar la geometría de los perfiles y, con ello, determinar el punto de contacto entre ambas superficies articulares. Las ecuaciones obtenidas del artículo de Moeinzadeh son:

$$y'_c = 0.2134 - 0.0456x' + 1.073x'^2 \quad (5.4)$$

$$y_c = 0.04014 - 0.247621x - 6.889185x^2 - 270.4456x^3 - 8589.942x^4 \quad (5.5)$$

5.1.2 Condición de compatibilidad geométrica

Como se comentó anteriormente, se asume que la tibia y el fémur entran en contacto en un solo punto, y ambos perfiles son tangentes y colineales, por lo cual el producto cruz de ambos perfiles debería de ser igual a cero [94], tal como se muestra en la siguiente ecuación:

$$\mathbf{A}\vec{n} \times \mathbf{A}'\vec{n}' = 0 \quad (5.6)$$

con:

$$\vec{n} = \left[-\frac{dy_c}{dx} \quad 1 \right]^T ; @x = x_c$$

$$\vec{n}' = \left[-\frac{dy'_c}{dx'} \quad 1 \right]^T ; @x' = x'_c$$

donde $\vec{n}$ y $\vec{n}'$ son los vectores normales a los perfiles femoral y tibial, respectivamente. Los vectores anteriores son calculados a partir del gradiente de las funciones que describen su geometría [94]. Es decir, las ecuaciones (5.4) y (5.5) son expresadas en forma implícita como $f(x_c, y_c) = 0$ y $f(x'_c, y'_c) = 0$, respectivamente y finalmente se calculan los vectores normales como $\vec{n} = \nabla f(x_c, y_c)$ y $\vec{n}' = \nabla f(x'_c, y'_c)$. Desarrollando la ecuación (5.6) se puede escribir como:

$$\left(\frac{dy_c}{dx} \frac{dy'_c}{dx'} + 1 \right) \sin \alpha + \left(\frac{dy'_c}{dx'} - \frac{dy_c}{dx} \right) \cos \alpha = 0 @ x = x_c; x' = x'_c \quad (5.7)$$

Esta ecuación (5.7) muestra la condición de compatibilidad geométrica entre ambos perfiles de la junta de la rodilla.

5.1.3 Fuerzas en ligamentos

Para encontrar las direcciones de las fuerzas de los ligamentos se realizó un análisis vectorial que relaciona las coordenadas de los puntos de inserción del j -ésimo ligamento con respecto a la tibia y el fémur. En la Figura 5.3 se muestran las componentes vectoriales para determinar la dirección de las fuerzas de los ligamentos de rodilla, donde $\vec{S}_j$ es un vector que define la ubicación del j -ésimo ligamento el cual se encuentra en función de los puntos de inserción tibiales y femorales, $\vec{r}_j$ y $\vec{r}_j'$ representan los vectores hacia los puntos de inserción del j -ésimo ligamento con respecto a los sistemas coordenados del fémur y la tibia, respectivamente. Realizando el análisis de la Figura 5.3 se obtiene la relación del vector $\vec{S}_j$ como:

$$\vec{S}_j = A\vec{r}_j - A'\vec{r}_j' - \vec{r}_0 \quad (5.8)$$

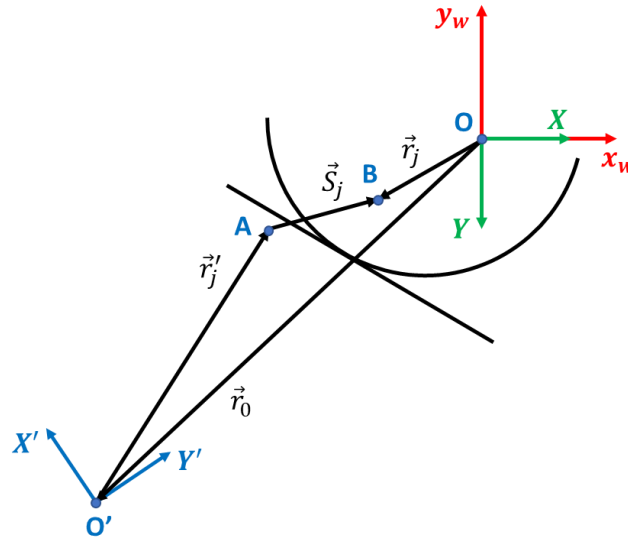


Figura 5.3 Análisis vectorial para calcular el vector de longitud del j -ésimo ligamento

Utilizando el valor de la ecuación (5.8) se puede definir el vector de fuerza del j -ésimo $\vec{F}_j$ ligamento como:

$$\vec{F}_j = F_j \vec{\lambda}_j \quad (5.9)$$

donde F_j y $\vec{\lambda}_j$ representan la magnitud de fuerza y vector unitario del j -ésimo ligamento. El vector unitario $\vec{\lambda}_j$ y la longitud L_j del j -ésimo ligamento se calculan como:

$$\vec{\lambda}_j = \frac{\vec{S}_j}{L_j}$$

$$L_j = |\vec{S}_j|$$

Por otra parte, la fuerza del j -ésimo se puede calcular como una función de resortes de respuesta no lineal los ligamentos se modelan como resortes no lineales [93], [95], la ecuación que calcula dicha fuerza es:

$$F_j = \begin{cases} k_j(L_j - (L_0)_j)^2, & L_j \geq (L_0)_j \\ 0, & L_j < (L_0)_j \end{cases} \quad (5.10)$$

donde k_j , L_j y $(L_0)_j$ representan la rigidez, la longitud y la longitud sin deformar del j -ésimo ligamento. Los valores de los puntos de inserción, rigidez y longitud sin deformación de los ligamentos se muestran en la Tabla 5.1 [93], [96], [97].

Tabla 5.1 Valores de los puntos de inserción, rigidez y longitud sin deformar de los ligamentos de rodilla.

Ligamento	Tibia		Fémur		L_0 (m)	k (N/m ²)
	X' (m)	Y' (m)	X (m)	Y (m)		
LCM	0.008	0.163	-0.023	0.014	0.0784	15×10^6
LCL	0.025	0.178	-0.025	0.019	0.0562	15×10^6
LCA	-0.005	0.213	-0.023	0.019	0.0438	30×10^6
LCP	0.025	0.208	-0.032	0.024	0.0332	35×10^6

5.1.4 Fuerza de contacto

Debido al contacto entre el fémur y la tibia, el fémur ejerce una fuerza sobre la tibia mientras se desplaza a lo largo de la superficie del fémur. El vector de fuerza de contacto se aplica

normalmente (perpendicular) sobre la superficie de la tibia en el punto de contacto y se puede expresar como:

$$\vec{F}_n = F_n \mathbf{A} \vec{n} \quad (5.11)$$

donde F_n es la magnitud de la fuerza de contacto, $\mathbf{A}$ es la matriz de rotación del sistema coordenado del fémur al sistema global, y $\vec{n}$ es el vector normal al perfil del fémur.

5.1.5 Ecuaciones de movimiento

En la Figura 5.4 se muestra el diagrama de cuerpo libre que permite calcular las ecuaciones de movimiento de la articulación de la rodilla, donde $F(t)$, F_e y W_{tib} representan una fuerza como función del tiempo aplicada al CM de la tibia, una fuerza constante que asegura que la tibia permanezca estática en la pose dada y el peso de la tibia, respectivamente.

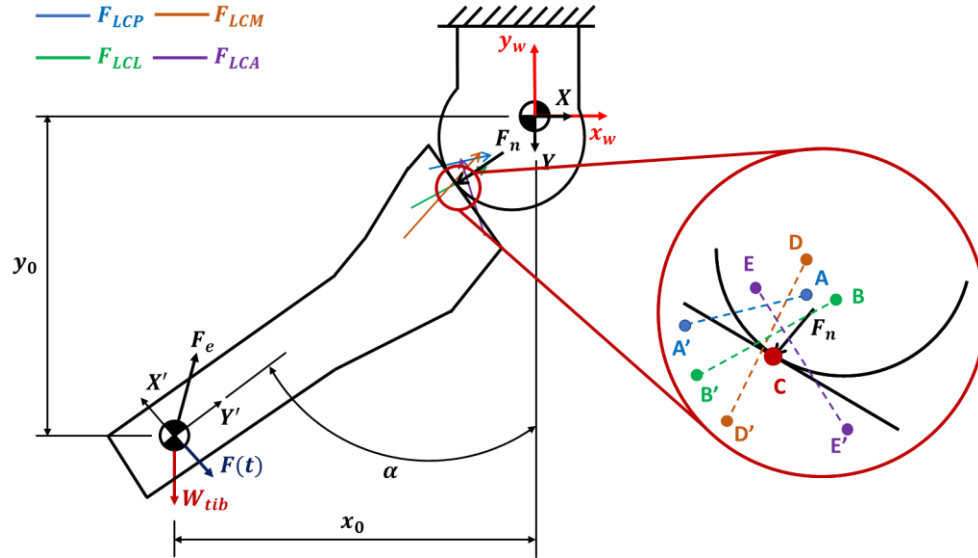


Figura 5.4 Diagrama de cuerpo libre para la solución de las ecuaciones de movimiento de la articulación de la rodilla.

Las ecuaciones de movimiento de la tibia se calculan a partir de las ecuaciones de Newton-Euler [98] tomando en cuenta el movimiento traslacional y rotacional del centro de masa; es decir, se considera la sumatoria de fuerzas en las direcciones x y y del sistema coordenado global ($x_w - y_w$), y se iguala a la masa de la tibia m por la aceleración de la misma con respecto a cada una de las direcciones. Por otro lado, se realiza la sumatoria de momentos en el CM de la tibia y se iguala al momento de inercia I_{CM} de la tibia, medido con respecto a su CM, multiplicado por su aceleración angular $\ddot{\alpha}$. Las ecuaciones de movimiento resultantes se escriben como:

$$\sum F_j^{(x)} + F_n^{(x)} + F(t)^{(x)} + F_e^{(x)} = m\ddot{x}_0 \quad (5.12)$$

$$\sum F_j^{(y)} + F_n^{(y)} + F(t)^{(y)} + F_e^{(y)} - W_{tib} = m\ddot{y}_0 \quad (5.13)$$

$$\sum A' \vec{r}_j' \times \vec{F}_j + A' \vec{r}_c' \times \vec{F}_n = I_{CM} \ddot{\alpha} \quad (5.14)$$

donde $F_j^{(x)}$, $F_n^{(x)}$, $F(t)^{(x)}$ y $F_e^{(x)}$ representan las componentes horizontales de las fuerzas del j -ésimo ligamento, de contacto, aplicada en el CM de la tibia y que asegura la estática en la pose de referencia, respectivamente. Por otra parte, $F_j^{(y)}$, $F_n^{(y)}$, $F(t)^{(y)}$ y $F_e^{(y)}$ representan las componentes verticales de las fuerzas del j -ésimo ligamento, de contacto, aplicada en el CM de la tibia y que asegura la estática en la pose de referencia, respectivamente.

5.1.6 Método de Newmark

En el análisis anterior se obtuvieron 6 ecuaciones en las que se describe el movimiento de la tibia, las condiciones de contacto entre la tibia y el fémur y la compatibilidad geométrica entre ambos perfiles. Por lo cual se puede observar que se cuenta con un sistema de 3 ecuaciones algebraicas y 3 ecuaciones diferenciales, por lo que se tiene un sistema de ecuaciones algebraico-diferenciales (DAES, por sus siglas en inglés) con 6 incógnitas que son: $x_0, y_0, \alpha, x_c, x_c'$ y F_n .

Para darle solución al DAES se utiliza un método realizado por Newmark [95], mediante el cual es posible convertir las ecuaciones diferenciales a ecuaciones algebraicas, y así poder resolver un sistema no lineal de 6 ecuaciones con 6 incógnitas. Newmark propone las siguientes ecuaciones:

$${}^{t+\Delta t}\ddot{U} = \frac{4}{\Delta t^2} {}^t+\Delta t U - R_U \quad (5.15)$$

con:

$$R_U = \frac{4}{\Delta t^2} {}^t U + \frac{4}{\Delta t} {}^t \dot{U} + {}^t \ddot{U} \quad (5.16)$$

donde U representa la variable a convertir, Δt es un incremento de tiempo. En las ecuaciones anteriores se busca relacionar a la variable U con estado actual con el estado posterior. Posteriormente se convierten las ecuaciones diferenciales en ecuaciones algebraicas y se encuentra el sistema de ecuaciones definido como:

$$\beta_1 = x_0 - x'_c \cos \alpha + y'_c \sin \alpha + x_c \quad (5.17)$$

$$\beta_2 = y_0 + x'_c \sin \alpha + y'_c \cos \alpha - y_c \quad (5.18)$$

$$\beta_3 = \left(\frac{dy_c}{dx} \frac{dy'_c}{dx'} + 1 \right) \sin \alpha + \left(\frac{dy'_c}{dx'} - \frac{dy_c}{dx} \right) \cos \alpha ; @ x = x_c, x' = x'_c \quad (5.19)$$

$$\beta_4 = \sum F_j^{(x)} + F_n^{(x)} + F(t)^{(x)} + F_e^{(x)} - m \left(\frac{4}{\Delta t^2} t^{+\Delta t} x_0 - R_{x_0} \right) \quad (5.20)$$

$$\beta_5 = \sum F_j^{(y)} + F_n^{(y)} + F(t)^{(y)} + F_e^{(y)} - W_{tib} = -m \left(g + \frac{4}{\Delta t^2} t^{+\Delta t} y_0 - R_{y_0} \right) \quad (5.21)$$

$$\beta_6 = \sum A' \vec{r}'_j \times \vec{F}_j + A' \vec{r}'_j \times \vec{F}_n - I_{CM} \left(\frac{4}{\Delta t^2} t^{+\Delta t} \alpha - R_\alpha \right) \quad (5.22)$$

donde $\beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4, \beta_5, \beta_6$ representan el valor a minimizar para encontrar la solución de las variables del sistema. Por otra parte, R_{x_0}, R_{y_0} y R_α es el valor de la variable auxiliar calculada de la ecuación (5.16) para las posiciones de la tibia x_0 y y_0 y; el ángulo de flexión de la rodilla α .

5.1.7 Simulación de modelo de rodilla

Se realiza la simulación de movimiento tomando en cuenta la fuerza externa $F(t)$ y una fuerza adicional F_e en el CM la cual asegure que la articulación de la rodilla se encuentre estática en el tiempo inicial del análisis de movimiento, la aplicación de dichas fuerzas se muestra en la Figura 5.4.

En algunos trabajos de la literatura se otorga una posición de referencia en la cual se asume que los ligamentos están muy poco cargados [99]. En la Tabla 5.2 se muestran los valores de entrada para el tiempo inicial $t = 0$.

Tabla 5.2 Parámetros de entrada para tiempo inicial

Parámetro	Valor
x_0	-0.2016 m
y_0	-0.1749 m
α	54.79 deg
$F(t)$	0 N

Con los datos de la Tabla 5.2 y de las ecuaciones (5.17) – (5.22), y bajo el supuesto de que la tibia permanece estática, se determinan los valores iniciales necesarios para analizar la dinámica de la rodilla frente a la acción de la fuerza externa $F(t)$. En la Tabla 5.3 se muestran los valores obtenidos.

Tabla 5.3 Parámetros iniciales calculados para el tiempo inicial

Parámetro	Valor	
x_c	−0.0420	m
x'_c	0.0249	m
$(F_e)_{x'}$	30.0558	N
$(F_e)_{y'}$	21.1994	N
F_n	0.0065	N

Utilizando el sistema de ecuaciones descrito anteriormente (ecuaciones (5.17) – (5.22)) y considerando $F(t) = 0$, se garantiza que la tibia permanezca estática y que las fuerzas internas F_e aseguren la ausencia de movimiento en dicha estructura. Esta condición inicial permite descartar posibles problemas en la aplicación del método de Newmark y asegurar la convergencia de las incógnitas en la solución de las ecuaciones no lineales, validando así la pertinencia del procedimiento numérico empleado. En la Figura 5.5 se muestra la evolución de las incógnitas del sistema sin carga sobre el CM de la tibia, donde se observa que no existe movimiento de las incógnitas ya que no hay cargas externas que permitan el movimiento de la tibia con respecto al fémur.

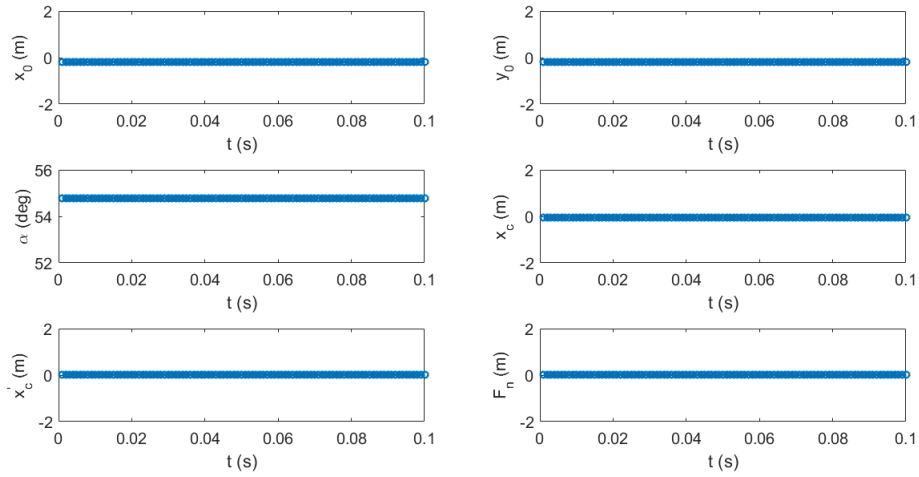


Figura 5.5 Comportamiento de las incógnitas del modelo de rodilla para una fuerza $F(t) = 0$.

Posteriormente se resuelve el sistema para una función de fuerza $F(t)$. Se elige una fuerza propuesta de un impulso, justo como en trabajos previos [97], [99], que se calcula como $F(t) = Ae^{-4.73\left(\frac{t}{0.05}\right)^2} \sin\left(\frac{\pi t}{t_d}\right)$, donde A es la amplitud de fuerza y t_d es el tiempo que dura el impulso. Para darle solución al sistema se proponen dos valores de amplitud A , los cuales son: 1) $A = 5$ N y 2) $A = 10$ N. Posteriormente se resuelve el sistema de ecuaciones descrito por las ecuaciones (5.17) – (5.22), y se obtienen los comportamientos mostrados en la Figura 5.6 y Figura 5.7. En estas figuras se puede observar que las incógnitas del modelo de rodilla no tienen un comportamiento esperado, ya que los parámetros toman valores muy grandes, tienen oscilaciones, y no es coherente con el movimiento que se asume, ya que, al ejercer una fuerza en el sentido que se propone se espera que el ángulo α disminuya hasta aproximarse a 0° , que x_0 tienda a cero a 0 y que y_0 decrezca, incrementando en consecuencia su valor absoluto.

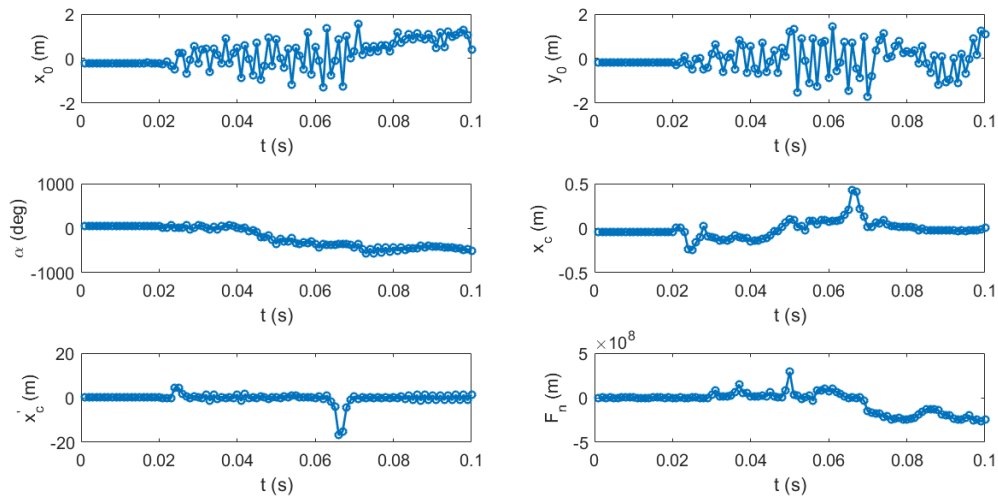


Figura 5.6 Comportamiento de las incógnitas del modelo de rodilla para una amplitud de fuerza $A = 5 \text{ N}$

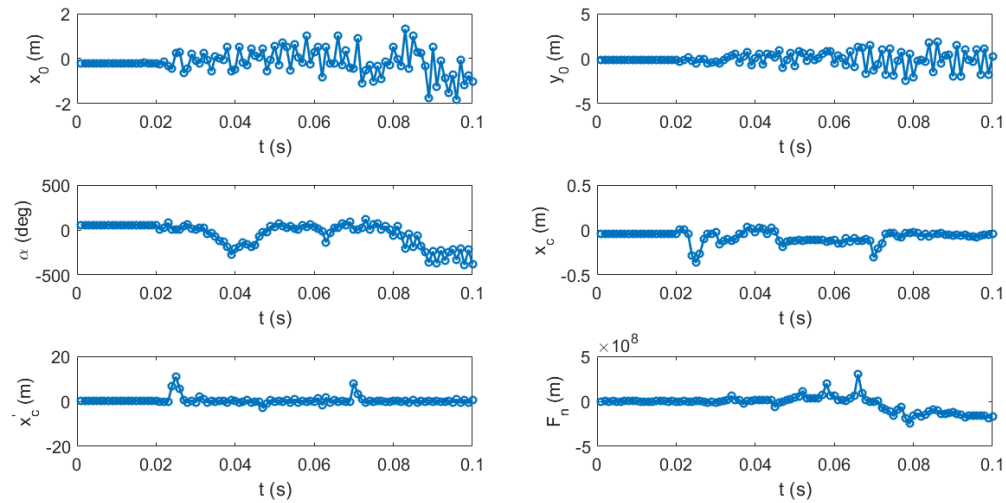


Figura 5.7 Comportamiento de las incógnitas del modelo de rodilla para una amplitud de fuerza $A = 10 \text{ N}$

5.2 Modelo quasi-estático de rodilla

En la metodología descrita previamente se plantea un modelo dinámico de rodilla con la finalidad de calcular las fuerzas en los ligamentos cuando estos son sometidos a una fuerza aplicada en el CM de la tibia, manteniendo el eslabón del fémur fijo. No obstante, al resolver el sistema de ecuaciones, la solución correspondiente a la dinámica de la tibia resulta indeterminada, lo que impide la obtención de resultados físicamente consistentes.

Ante esta situación, se continúa explorando el modelo dinámico propuesto con el objetivo de obtener una formulación que permita su correcta resolución; sin embargo, no es posible alcanzar una solución adecuada bajo este planteamiento. En consecuencia, se decide replantear el enfoque metodológico y realizar un análisis de carácter más simple, que permita estimar las fuerzas en los ligamentos durante la tarea de aterrizaje a dos piernas de manera más robusta y controlada.

5.2.1 Modelo de rodilla con un punto de contacto constante

El modelo más sencillo que se planteó es que el punto de contacto entre el fémur y la tibia sea constante durante el movimiento, por lo que el sistema se movería como una junta de bisagra sin el deslizamiento que se sabe que existe en la interacción de los huesos [99]. Bajo este supuesto, el movimiento de la rodilla puede describirse únicamente en función del ángulo de flexión. Esto permite vincular directamente la geometría del sistema con la respuesta mecánica de los ligamentos, ya que su comportamiento depende de cómo varía dicho ángulo. En la ecuación (5.10) se muestra que las fuerzas de los ligamentos dependen solamente de su deformación, por lo cual se puede observar que la deformación de los ligamentos solo depende del ángulo de flexión α , por lo que el análisis de las fuerzas de los ligamentos es un problema geométrico.

La metodología que se llevó a cabo para el cálculo de fuerzas fue realizar un barrido de α desde 0° hasta 70° y posteriormente calcular la fuerza de los ligamentos con el valor de flexión angular correspondiente. En la Figura 5.8 se muestra el comportamiento de las fuerzas de los ligamentos de rodilla ante los distintos valores del ángulo de la flexión de la rodilla. Se observa que en este rango de ángulos únicamente los ligamentos cruzados ejercen fuerza: el LCA lo hace en flexión elevada y el LCP cerca de la extensión máxima de la tibia respecto al fémur, mientras que los colaterales presentan deformaciones negativas que se traducen en fuerzas nulas. Este comportamiento, aunque derivado de un modelo simplificado, coincide cualitativamente con lo descrito en la literatura, donde se reporta la mayor participación de los ligamentos cruzados en rangos específicos de flexión y la inactividad relativa de los colaterales en condiciones pasivas [33], [97], [99].

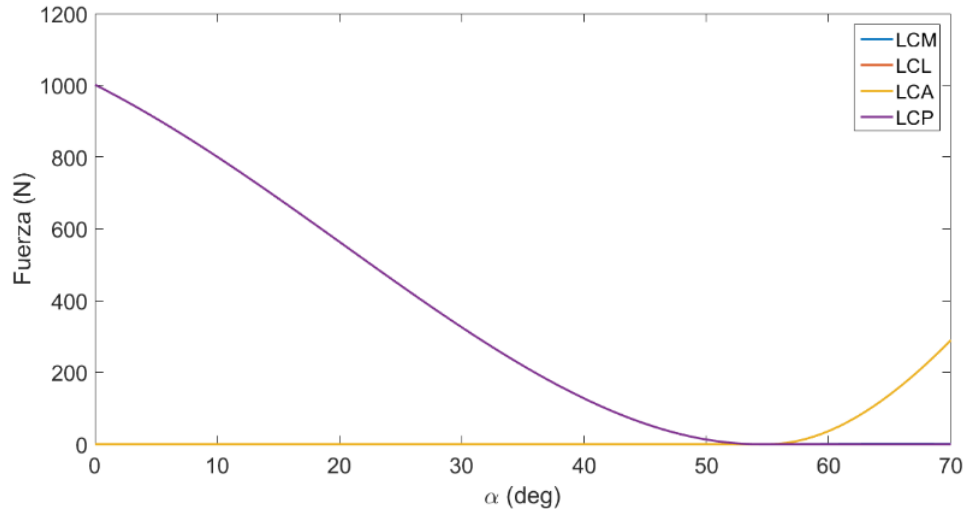


Figura 5.8 Fuerza de ligamentos en función del ángulo de flexión de rodilla asumiendo un punto de contacto constante

Se tiene como hipótesis que es posible hacer un análisis quasi-estático en este modelo simplificado; es decir, se piensa que con las fuerzas que los ligamentos sufren ante la aplicación de una fuerza externa en el CM de masa de la tibia, se puede llevar el sistema al equilibrio. Por lo cual se realiza la sumatoria de fuerzas y la sumatoria de momentos en el punto de contacto entre el fémur y la tibia. Las ecuaciones se pueden escribir como:

$$\sum \vec{F}_j + \mathbf{A}'\vec{F}_e + \vec{F}_n + \vec{W}_{tib} = 0 \quad (5.23)$$

$$\sum (\mathbf{A}'(\vec{r}_j' - \vec{r}_c') \times \vec{F}_j) - \mathbf{A}'\vec{r}_c' \times (\vec{W}_{tib} + \mathbf{A}'\vec{F}_e) = 0 \quad (5.24)$$

$$\mathbf{A}' = \begin{bmatrix} -\cos \alpha & \sin \alpha \\ \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix} \quad (5.25)$$

Posteriormente el ángulo de flexión se define mediante la siguiente ecuación:

$$\alpha = \alpha_0 + \Delta\alpha \quad (5.26)$$

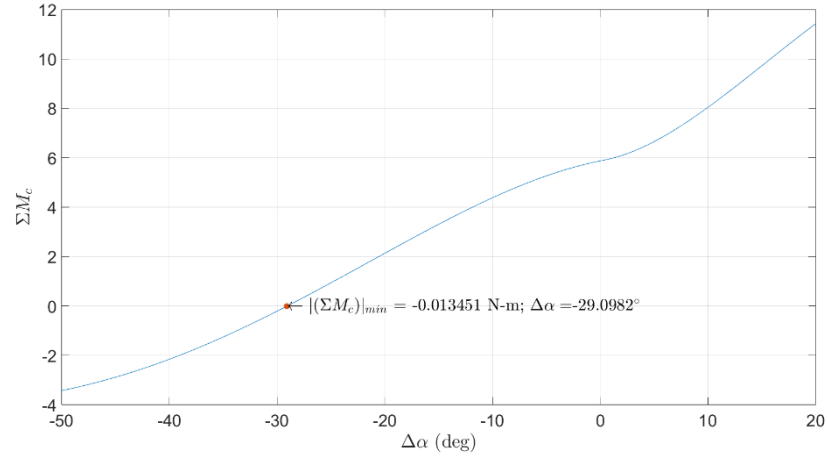
donde α_0 corresponde al ángulo de flexión en el cual las fuerzas de los ligamentos son nulas (0 N), y $\Delta\alpha$ representa el incremento angular considerado.

El objetivo del análisis es utilizar las ecuaciones de equilibrio (5.23) - (5.25) para encontrar el valor de $\Delta\alpha$ que equilibra al sistema ante una fuerza externa $\vec{F}_e$ que comienza con un ángulo de flexión α_0 . Se realizó este análisis con tres valores distintos de $\vec{F}_e$: 1) $\vec{F}_e = [0 \ 0]^T$ (N), 2) $\vec{F}_e = [-10 \ 0]^T$ (N) y 3) $\vec{F}_e = [28 \ 0]^T$ (N), cabe resaltar que el vector $\vec{F}_e$ se define a partir del sistema coordenado de la tibia, y con el valor de $\alpha_0 = 54.79^\circ$. En la Figura 5.9 se muestra la evolución de la sumatoria de momentos con respecto al incremento angular $\Delta\alpha$ para las tres fuerzas descritas previamente. Se puede observar en la Figura 5.9a que el incremento angular en el cual el sistema se equilibra es $\Delta\alpha = -29.09^\circ$ ya que la tibia está siendo sometida a su propio peso por lo cual esta gira; se puede observar que el incremento es negativo lo que se puede interpretar que se equilibra en un valor más cerca de la extensión máxima. En la Figura 5.9b se muestra lo esperado, ya que el valor de incremento angular en el cual el sistema se equilibra es más pequeño en la Figura 5.9a, esto por la dirección de la fuerza $\vec{F}_e$. Finalmente, en la Figura 5.9c se observa que el valor del incremento angular es positivo, lo cual es coherente dado la dirección de la fuerza externa $\vec{F}_e$.

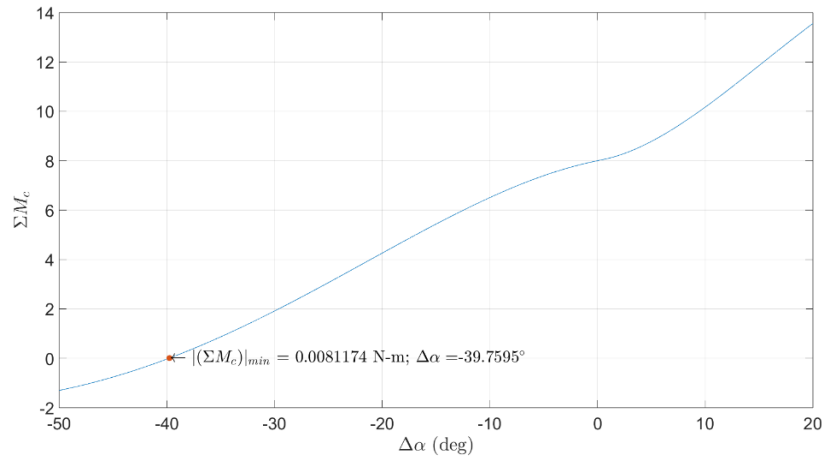
5.2.2 Modelo de rodilla con punto de contacto de tibia constante

Ya que el modelo quasi-estático simplificado manteniendo el punto de contacto constante funciona para equilibrar el sistema, se decidió complicar el modelo un poco más con la finalidad de hacerlo lo más parecido posible al comportamiento real de la junta de rodilla. Se decidió que la tibia no solamente girará sobre un punto de contacto, sino que también deslizará sobre el perfil del fémur, asumiendo que el punto de contacto, con respecto al sistema coordenado de la tibia, se mantenga constante.

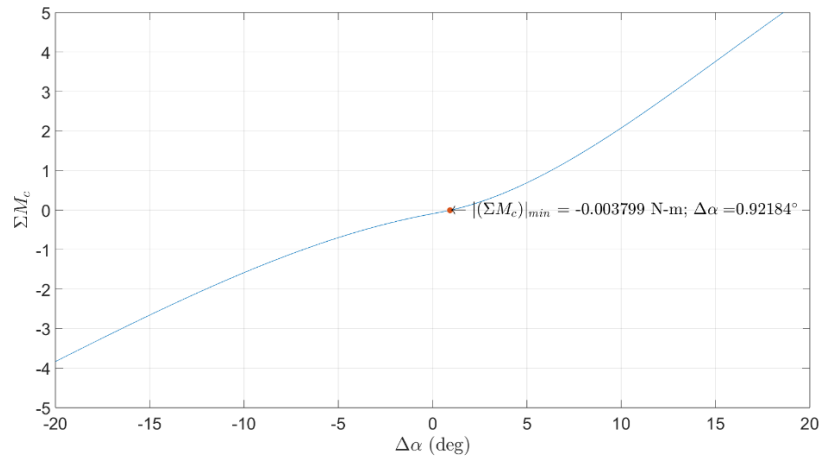
La metodología que se utilizó para realizar el cálculo de las fuerzas en los ligamentos fue determinar la coordenada del punto de contacto con respecto al fémur x_c a partir de un barrido del ángulo de flexión α en el mismo rango que en el modelo anterior. Se utilizó la ecuación (5.7) de la condición de compatibilidad geométrica entre los perfiles de la tibia y el fémur para dicho cálculo.



a)



b)



c)

Figura 5.9 Comportamiento de la sumatoria de momentos con respecto al incremento angular $\Delta\alpha$ ante la fuerza externa
a) $\vec{F}_e = [0 \ 0]^T$ (N), b) $\vec{F}_e = [-10 \ 0]^T$ (N) y c) $\vec{F}_e = [28 \ 0]^T$ (N)

Utilizando la ecuación (5.7) tomando como valor constante $x_c' = 0.02492$ m, la cual es calculada a partir de la posición en la cual todos los ligamentos se encuentran sin fuerza ($\alpha = 54.79^\circ$, $x_0 = -0.2016$ m y $y_0 = -0.1749$ m), se calcula la coordenada x_c en función de los distintos valores de α , y posteriormente se realiza una aproximación polinómica de 4° orden con el fin de encontrar una función $x_c(\alpha)$. En la Figura 5.10 se muestra la función de ajuste a los valores calculados de x_c .

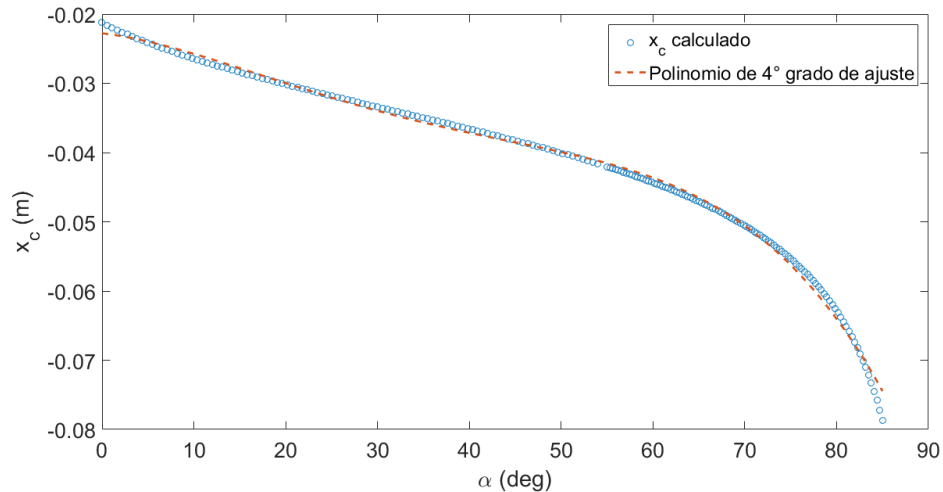


Figura 5.10 Ajuste de polinomio de cuarto grado con respecto a los valores de x_c calculados con respecto al ángulo de flexión de rodilla α

Posteriormente, se realiza el análisis geométrico de la junta de rodilla con los valores de flexión de rodilla α de 0° a 70° , calculando las fuerzas de los ligamentos a partir de sus deformaciones. En la Figura 5.11 se muestra el comportamiento de las fuerzas de los ligamentos de rodilla ante los distintos valores del ángulo de la flexión de la rodilla; cabe resaltar que se eligió este rango de valores puesto que a valores más grandes de ángulo de flexión las deformaciones de los ligamentos son exageradamente grandes, esto por la limitante de las ecuaciones de los perfiles de la tibia y del fémur observadas en las ecuaciones (5.4) y (5.5). De esta figura se puede observar que el LCA presenta una fuerza considerablemente más grande que la de los demás ligamentos cerca de la máxima extensión, lo cual es consistente con los valores que se reportan en la literatura [33], [97], [99]; por lo cual, podría decirse que si el ángulo de flexión es muy cercano a 0 (máxima extensión) al instante de la caída, el LCA estaría siendo expuesto a una probabilidad más grande lesión. Por otra parte, se muestra que los únicos ligamentos que actúan cuando la rodilla actúa con mayor flexión son los ligamentos LCP y LCL. Cabe resaltar, que el comportamiento de las fuerzas de los

ligamentos es totalmente diferente al expuesto cuando la articulación de la rodilla se modela como una junta tipo bisagra.

Para esta consideración de mantener el punto de contacto de la tibia constante, se tiene la misma hipótesis que en el modelo de giro tipo bisagra, es decir que, mediante una fuerza aplicada en el CM, las fuerzas de los ligamentos son capaces de equilibrar el sistema. Por lo cual, se utilizaron las ecuaciones (5.23) – (5.25) para determinar el valor de incremento angular $\Delta\alpha$ en el cual el sistema se equilibra ante una fuerza externa $\vec{F}_e$. Los valores de la fuerza externa utilizados fueron los mismos que en la sección anterior. En la Figura 5.12 se muestran los valores de la sumatoria de momentos con respecto al incremento angular $\Delta\alpha$, en donde se observa que en los tres casos se equilibra en puntos que no son coherentes con respecto al comportamiento esperado de la tibia, por lo cual el equilibrio no es satisfactorio.

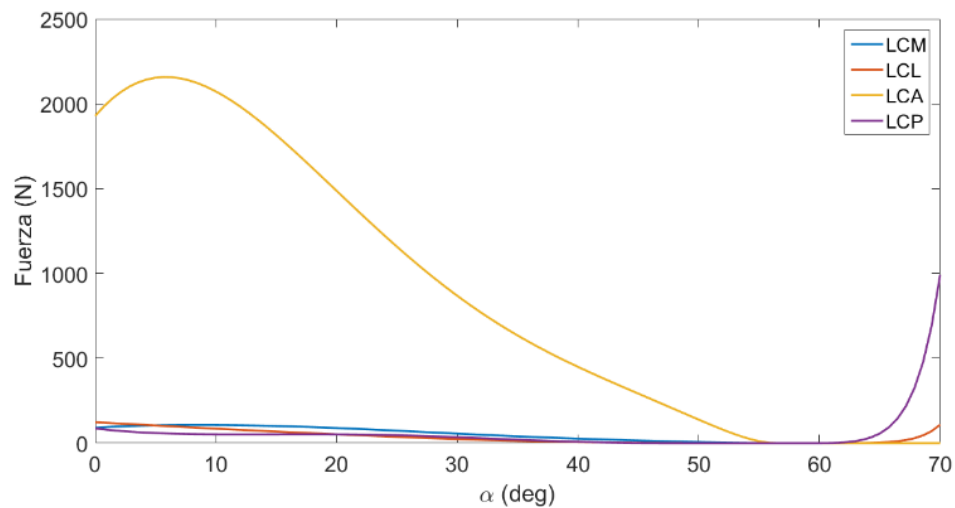
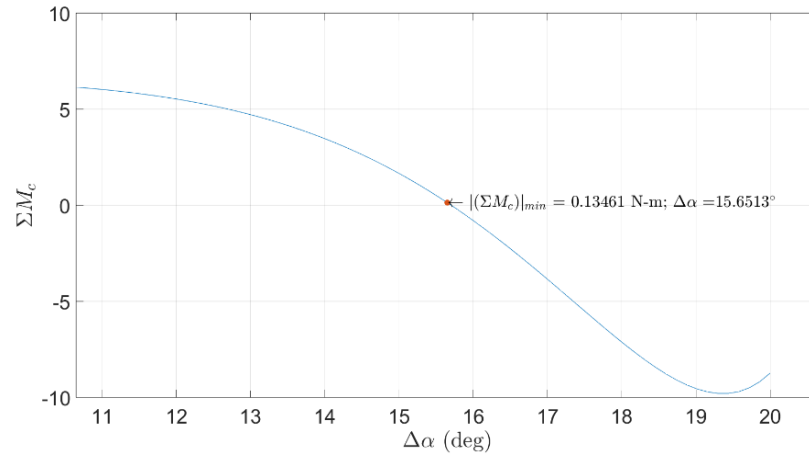
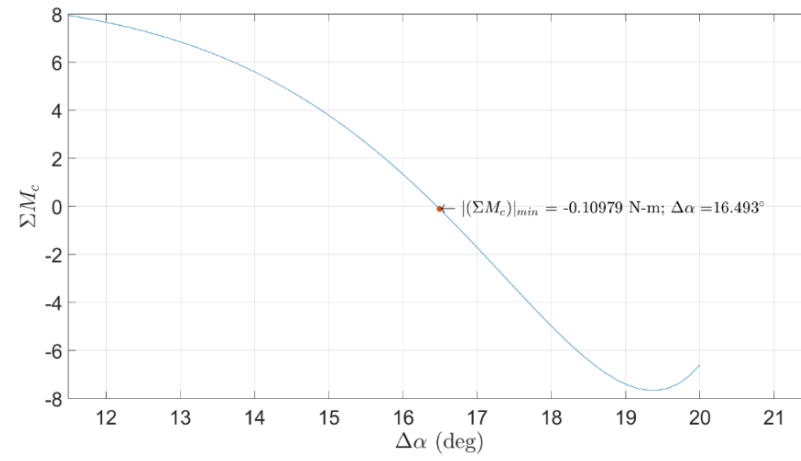


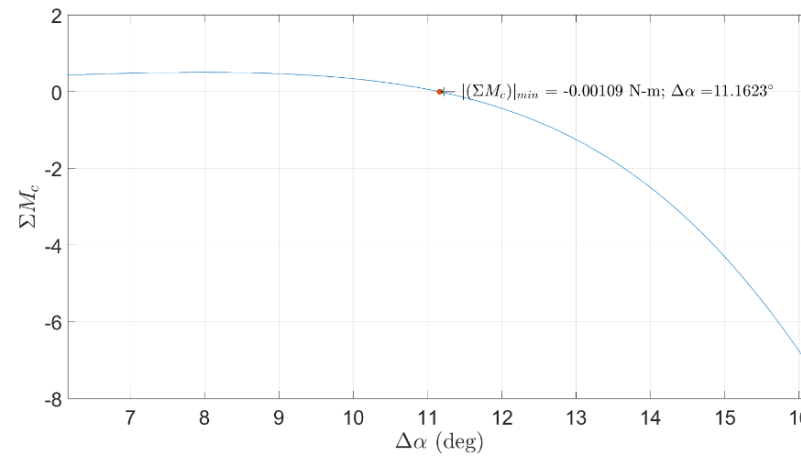
Figura 5.11 Fuerza de ligamentos en función del ángulo de flexión de rodilla α asumiendo punto de contacto de la tibia constante



a)



b)



c)

Figura 5.12 Comportamiento de la sumatoria de momentos con respecto al incremento angular $\Delta\alpha$ ante la fuerza externa a) $\vec{F}_e = [0 \ 0]^T$ (N), b) $\vec{F}_e = [-10 \ 0]^T$ (N) y c) $\vec{F}_e = [28 \ 0]^T$ (N) en el modelo de rodilla con punto de contacto constante en la tibia.

Se piensa que a pesar de que los ligamentos tienen un comportamiento cualitativo similar al encontrado en la literatura no es posible llevarlo al equilibrio por que se cuenta con un sistema sobre determinado [33], [97], [99]. Esto debido a que se tiene la acción de 4 fuerzas (fuerzas en los ligamentos) y que según el modelo que se está planteando, solo es dependiente del ángulo de flexión de la rodilla; es decir, solo depende de la geometría y por ello no encuentra una posición en la cual el sistema se encuentre en equilibrio. Por otra parte, en este modelo no se cuenta con la acción de los músculos, los cuales ayudan a equilibrar a los huesos y evitar que se desplomen [39], [100], por lo cual es posible que en este modelo no se logre que la sumatoria de momentos y de fuerzas sean 0 en los valores de incremento angular esperados.

A pesar de que el modelo geométrico planteado no cumple con todas las condiciones de equilibrio, se seguirá utilizando debido a que los resultados obtenidos muestran un comportamiento cualitativo similar al descrito en la literatura [31], [33], [62], [97]. En este esquema, la fuerza de los ligamentos depende únicamente del ángulo de flexión y, por lo tanto, se mantiene constante para un mismo valor angular, independientemente de la magnitud de la fuerza aplicada. Esta limitación evidencia que el modelo no logra representar adecuadamente la influencia de fuerzas externas, razón por la cual se desarrolló una metodología complementaria basada en la velocidad de deformación de los ligamentos, que permite incorporar dichos efectos y aproximarse mejor al comportamiento real de la articulación.

5.3 Velocidad de deformación de los ligamentos

En la subsección 5.2.2 se observó que la fuerza de los ligamentos, tomando en cuenta la rotación y deslizamiento de la tibia sobre el fémur, solo depende del ángulo de flexión α . Por otra parte, también se llegó a la conclusión en el modelo anterior que la acción de los músculos es necesaria para llevar al equilibrio al sistema. Sin embargo, en la literatura se ha hecho énfasis que la mayoría de las lesiones de LCA se presentan durante movimientos repentinos [23], [100], [101], [102], y las grandes fuerzas que este ligamento presenta en comparación con los demás, según lo mostrado en la Figura 5.11.

Para este análisis se emplea nuevamente el modelo dinámico de 4 Grados de Libertad descrito en el Capítulo 3 (Figura 3.1), el cual representa los segmentos corporales mediante coordenadas angulares y parámetros dinámicos básicos. Este modelo, que incluye las fuerzas de contacto con el suelo y las propiedades de masa, inercia y rigidez articular, servirá como base para evaluar la respuesta de los ligamentos en la articulación de la rodilla.

En esta ocasión, este modelo se utiliza para conocer el comportamiento del ángulo de flexión en la rodilla α en función del comportamiento de los ángulos descritos en la Figura 5.13 y posteriormente, siguiendo la metodología de la subsección anterior, conocer las fuerzas a las cuales los ligamentos son sometidos durante la tarea de aterrizaje a dos piernas. De dicho análisis se puede concluir que el ángulo de flexión de la rodilla, entre el fémur y la tibia, se calcula como:

$$\alpha = \theta_3 - \theta_2 \quad (5.27)$$

donde θ_2 y θ_3 representan las orientaciones angulares de las piernas y muslos, los cuales son medidos con respecto a la horizontal.

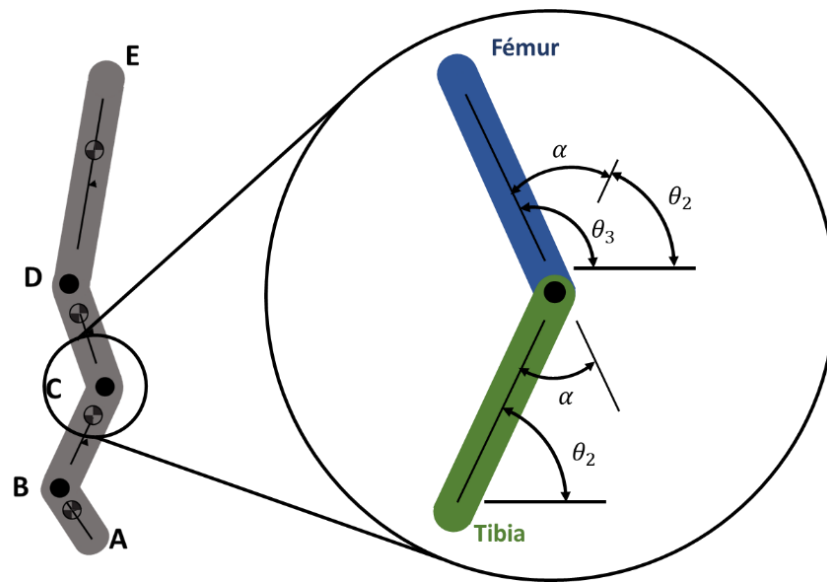


Figura 5.13 Análisis de la obtención del ángulo de flexión α con respecto a las orientaciones angulares de las piernas θ_2 y los muslos θ_3 propuestas en el modelo dinámico de aterrizaje a dos piernas

Como se observó en la subsección 5.2.2, las fuerzas de los ligamentos solamente dependen del ángulo de flexión de la rodilla y, por lo tanto, se vuelven independientes a la fuerza externa. Pensando en una manera de asociar la variación de los distintos parámetros del modelo para saber si existe una influencia sobre la posible lesión de los ligamentos, se calculó la velocidad de deformación de los ligamentos. Esto con base en lo dicho en la literatura que a una mayor velocidad de deformación existe una mayor probabilidad de lesión en los ligamentos [23], [100], [101], [102]. Este fenómeno se debe al comportamiento viscoelástico de los ligamentos.

Resolviendo el modelo dinámico del aterrizaje, con los parámetros inerciales de rigidez articular y de superficie, y las condiciones iniciales descritas en el Capítulo 3 (Tabla 3.1), se encuentra el valor del ángulo de flexión de la rodilla en función del tiempo. Así mismo, con la metodología expuesta en la subsección 5.2.2 se encuentran las fuerzas y deformaciones de los ligamentos como función del tiempo. Con los valores de deformación de los ligamentos en función del tiempo se encuentra el comportamiento de las velocidades de deformación de los ligamentos, con la finalidad de obtener resultados que permitan obtener conclusiones acerca de la posible lesión de los ligamentos en este tipo de tarea.

En la Figura 5.14 se muestra el comportamiento de la velocidad de deformación de los ligamentos de rodilla, en el cual se puede observar que, todos los ligamentos muestran valores de velocidad negativas, lo cual quiere decir que estos se están comprimiendo, reduciendo su fuerza a lo largo del tiempo. También se observa que cuando la rodilla comienza a flexionarse desde un valor muy cercano a la máxima extensión, es decir piernas y muslos sobre una misma línea de acción, la fuerza del LCA aumenta, por lo cual se esperaría que la velocidad de este ligamento aumentará. Además, se puede observar un comportamiento similar del LCP cuando existe un ángulo de flexión mayor a 54° aproximadamente.

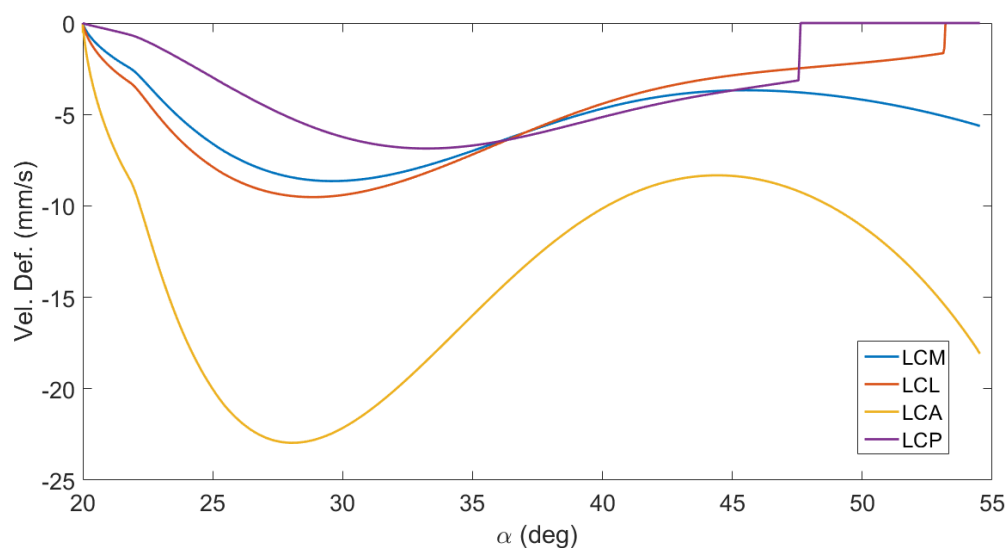


Figura 5.14 Velocidad de deformación en función del ángulo de flexión de rodilla

5.4 Análisis de sensibilidad y paramétrico

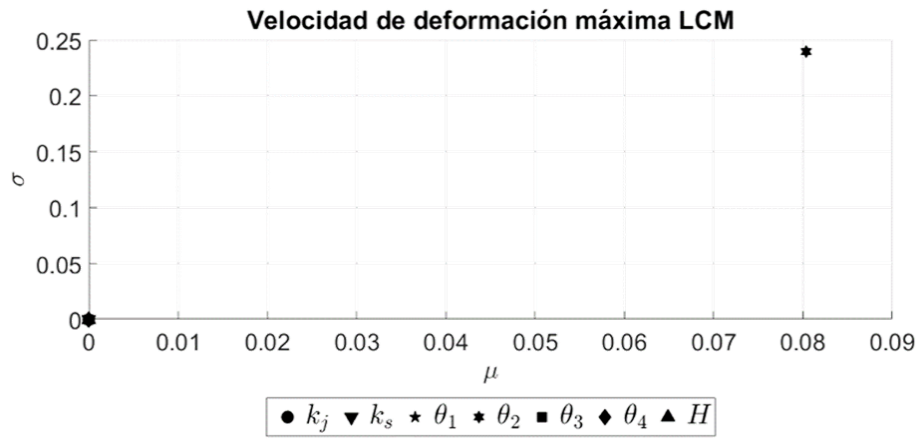
En el Capítulo 3 se realizaron análisis de sensibilidad y paramétrico utilizando el modelo dinámico del aterrizaje a dos piernas para saber que parámetros del modelo tienen la mayor

influencia sobre los valores máximos de la fuerza y momento de reacción de la rodilla. Para conocer la influencia de los parámetros del modelo dinámico sobre las velocidades de deformación máximas que sufren los ligamentos, se realizaron los análisis de sensibilidad y paramétrico.

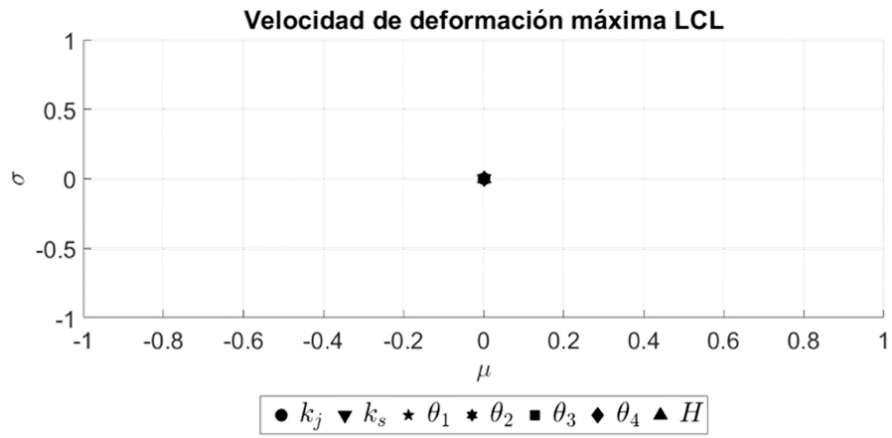
5.4.1 Análisis de sensibilidad

El análisis de sensibilidad se realiza a partir del método OAT de Morris [83], [103], que fue utilizado en el Capítulo 3, el cual mide la influencia de cada uno de los parámetros de entrada sobre las variables de salida de interés, variando solamente uno de los parámetros a la vez, y manteniendo los valores de los restantes fijos. De esta manera, se realizó el análisis de sensibilidad para conocer la influencia de factores extrínsecos e intrínsecos del cuerpo humano en las velocidades de deformación máximas de los ligamentos. Los factores intrínsecos tomados en cuenta fueron: i) la pose del cuerpo al momento del impacto (θ_1 , θ_2 , θ_3 y θ_4) y ii) la rigidez y amortiguamiento de las articulaciones (k_j). Por otro lado, los parámetros extrínsecos tomados en cuenta fueron: i) la altura de caída (H) y ii) la rigidez de la interacción entre la superficie de contacto y el calzado utilizado (k_s). Cabe destacar que para la condición de rigidez y amortiguamiento de la articulación (k_j), todos los valores de la articulación varían en la misma proporción. Del mismo modo, para la condición de rigidez de la superficie (k_s), los valores de rigidez k_1 y k_2 varían en la misma proporción. Los valores base utilizados son los mencionados en el Capítulo 3.

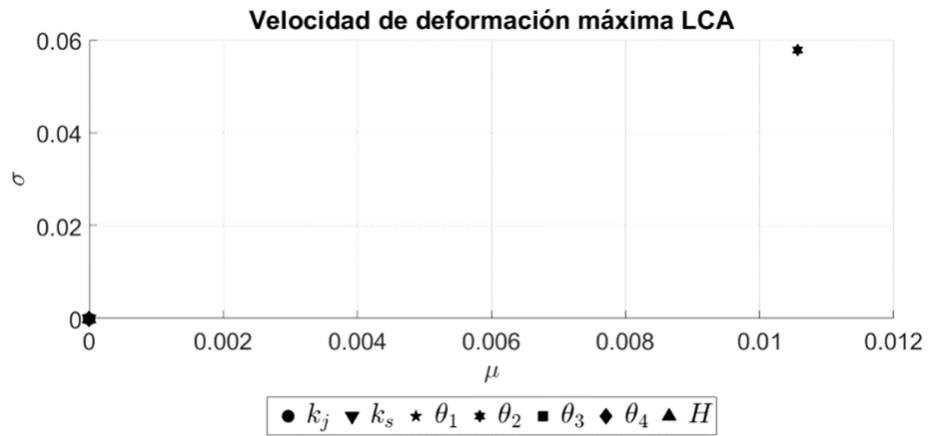
En la Figura 5.15 se muestra la influencia y la no linealidad de las condiciones de entrada sobre las velocidades de deformación máxima en los ligamentos. El eje horizontal de las gráficas representa la influencia que tiene el parámetro y el eje vertical qué tan no lineal es su comportamiento ante la variación de estas condiciones. Se puede observar que la mayor influencia sobre las velocidades máximas de los LCM, LCA y LCP es la orientación angular de las piernas θ_2 . Por otro lado, se observa que la orientación angular de los muslos θ_3 también influye sobre la velocidad de deformación máxima del LCP, en casi igual medida que θ_2 .



a)



b)



c)

Figura 5.15 Análisis de sensibilidad de las velocidades de deformación máximas de a) LCM, b) LCL, c) LCA y d) LCP

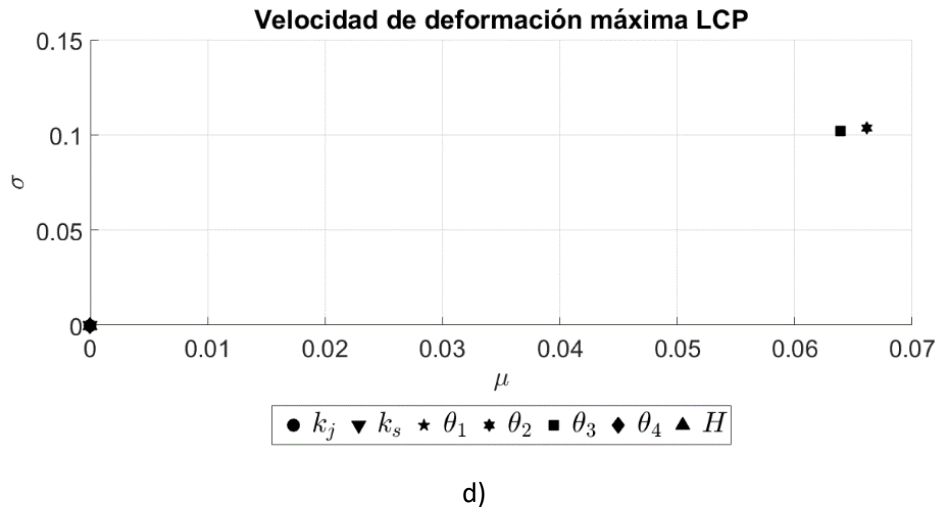


Figura 5.15 Análisis de sensibilidad de las velocidades de deformación máximas de a) LCM, b) LCL, c) LCA y d) LCP (cont.)

Finalmente, se muestra que los otros parámetros de variación no cuentan con ninguna influencia (o muy pequeña) con respecto a las velocidades de deformación máximas. Este resultado se puede explicar al observar en la Figura 5.14 que todas las velocidades de deformación de los ligamentos son negativas, por lo cual la máxima velocidad de deformación tiende a cero, y como se mencionó anteriormente, el ángulo de flexión inicial de la rodilla tendría que ser muy cercano a la máxima extensión para que se presenten velocidades positivas.

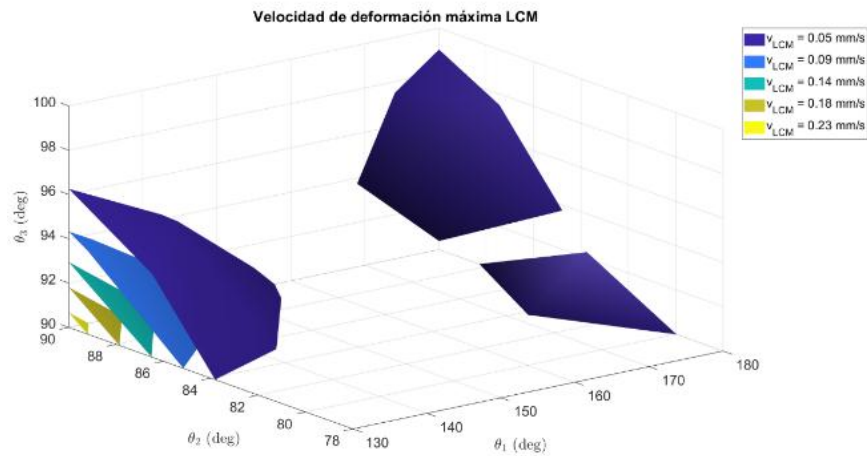
5.4.2 Análisis paramétrico

Con la finalidad de conocer los valores de velocidad máxima en los ligamentos ante la variación de cada uno de los parámetros, se realizó el análisis paramétrico. Sin embargo, se observa del análisis de sensibilidad que solamente las orientaciones angulares de las piernas y muslos cuentan con algo de influencia sobre las variables de salida. Por lo cual, se decidió hacer un análisis de superficies de nivel variando los valores de la pose del cuerpo humano al momento del impacto en la tarea de aterrizaje, con la finalidad de conocer la evolución de las velocidades de deformación máximas. Se variaron los valores de orientaciones angulares de los pies θ_1 , piernas θ_2 y muslos θ_3 , dejando el valor del ángulo del tronco θ_4 constante. En la Tabla 5.4 se muestran los rangos de valores que se eligieron para el análisis.

Tabla 5.4 Rango de valores de las variables de orientaciones angulares del modelo dinámico de aterrizaje a dos piernas para la obtención de superficies de nivel de las velocidades de deformación máximas en los ligamentos de rodilla

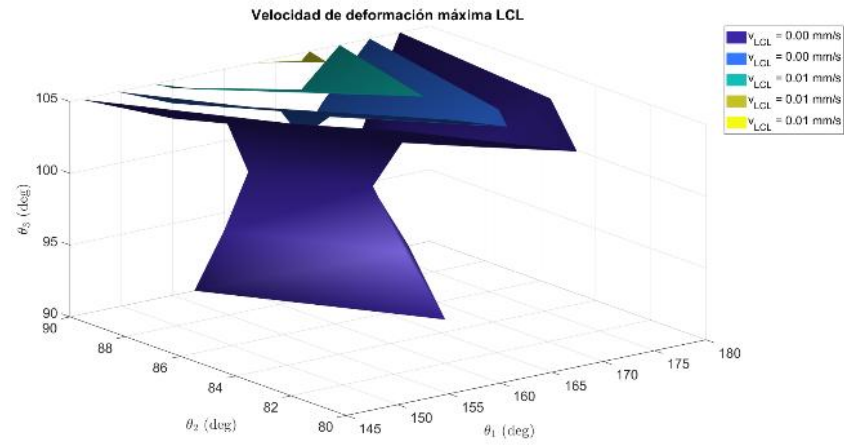
Parámetro	Rango		
θ_1	[130	180]	deg
θ_2	[65	90]	deg
θ_3	[90	105]	deg
θ_4	73		deg

En la Figura 5.16 se muestran las superficies y curvas de nivel de las velocidades de deformación máxima en función de la variación de la pose al momento del impacto. Se observa que las velocidades de deformación de los LCM y LCA aumentan cuando θ_2 y θ_3 se acercan al valor de 90° , lo cual quiere decir que la velocidad es más grande cuando el ángulo de flexión de la rodilla es muy pequeño al instante del impacto. Por otro lado, se observa que en el LCL las velocidades son muy pequeñas; sin embargo, comienzan a ser positivas cuando los pies se acercan a la horizontal y las piernas a la vertical. Finalmente, se muestra que la velocidad de deformación para el LCP aumenta cuando el ángulo de los muslos θ_3 es más grande, lo cual significa que el ángulo de flexión de la rodilla es más grande.

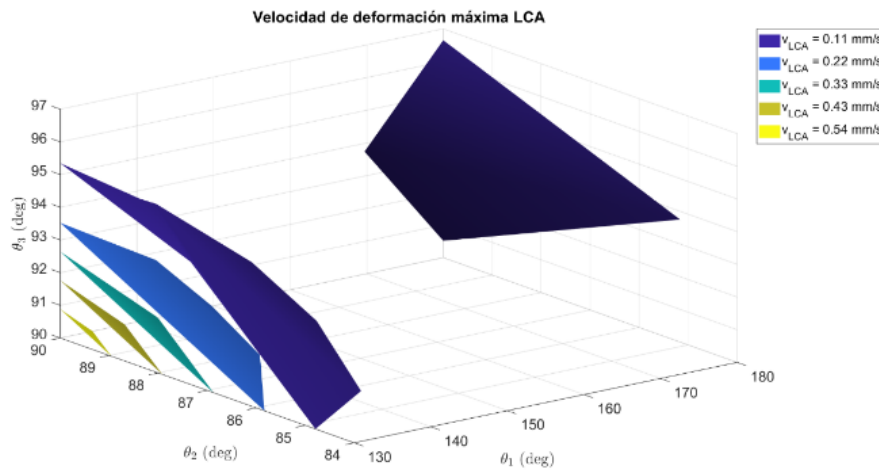


a)

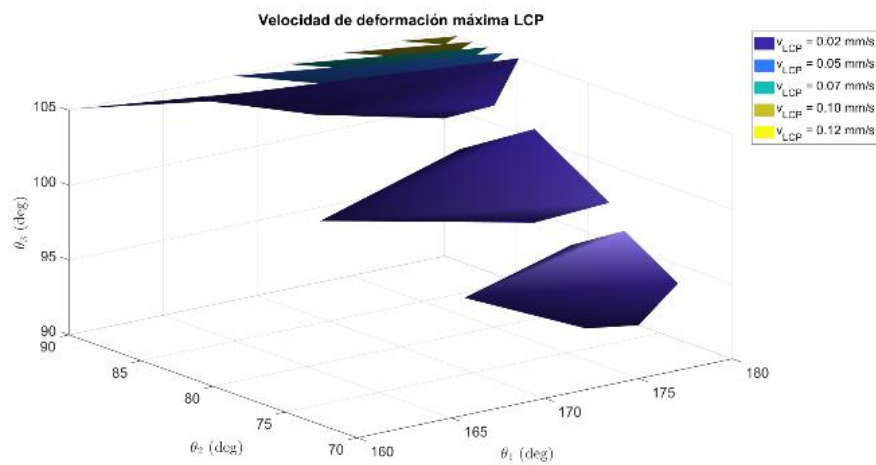
Figura 5.16 Superficies de nivel de las velocidades de deformación máxima de a) LCM, b) LCL, c) LCA y d) LCP variando los ángulos al momento del impacto de los pies, piernas y muslos.



b)



c)



d)

Figura 5.16 Superficies de nivel de las velocidades de deformación máxima de a) LCM, b) LCL, c) LCA y d) LCP variando los ángulos al momento del impacto de los pies, piernas y muslos (cont.)

Se realizó el análisis paramétrico para conocer los valores de velocidad de deformación máxima variando cada uno de los parámetros de entrada descritos en la subsección anterior. Sin embargo, los parámetros base de las orientaciones angulares de las piernas θ_2 y muslos θ_3 fueron cambiados para que existan velocidades de deformación positivas, según lo visto en el análisis de las superficies de nivel descritos en la Figura 5.16. Los valores elegidos son: $\theta_2 = 87.5^\circ$ y $\theta_3 = 92.5^\circ$. Así que, se resuelve el modelo dinámico de la tarea de aterrizaje a dos piernas variando los parámetros descritos anteriormente y los resultados se muestran en la Figura 5.17.

Se observa que los ligamentos LCM y LCA tienen el mismo comportamiento, a valores menores de θ_1 y θ_3 la velocidad aumenta; y cuando θ_2 aumenta la velocidad también lo hace; sin embargo, las magnitudes de velocidad del LCA son mayores a las del LCM. Por otra parte, se puede observar que los demás parámetros cuentan con muy poca influencia sobre los valores de velocidad máxima. En el LCP se muestra que existen rangos bien definidos para los parámetros de θ_2 y θ_3 en los cuales la velocidad aumenta; sin embargo, en comparación con las magnitudes calculadas del LCA, estas son muy pequeñas. Finalmente, se observa que para los parámetros de entrada de la Tabla 5.4 existe alguna combinación para que el LCL presente una velocidad de deformación positiva.

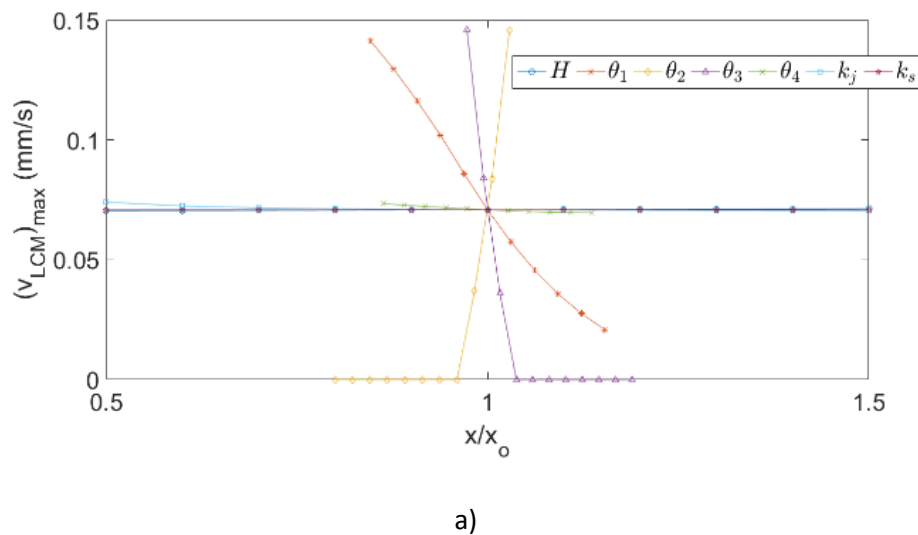
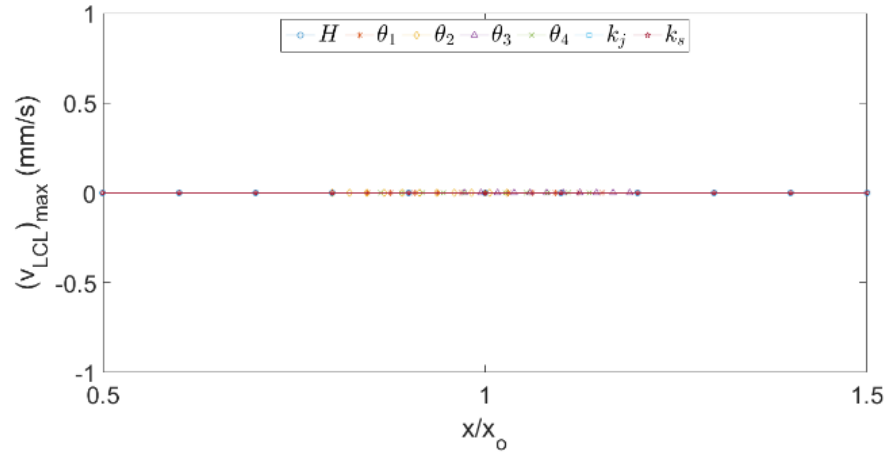
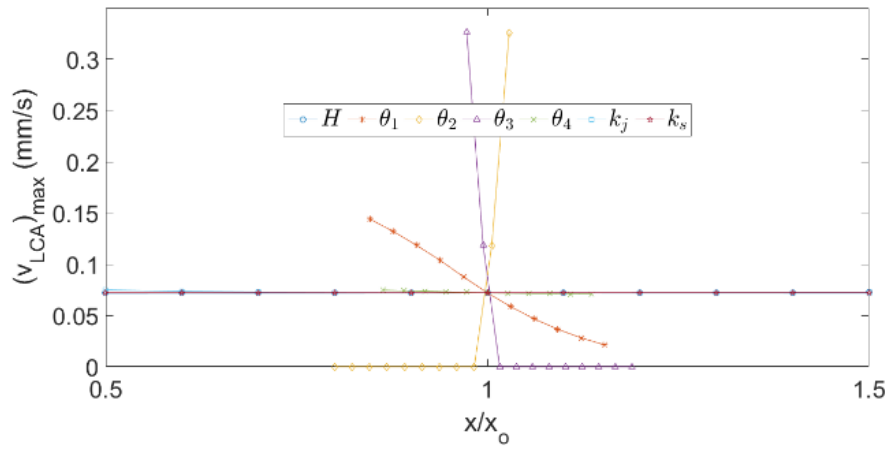


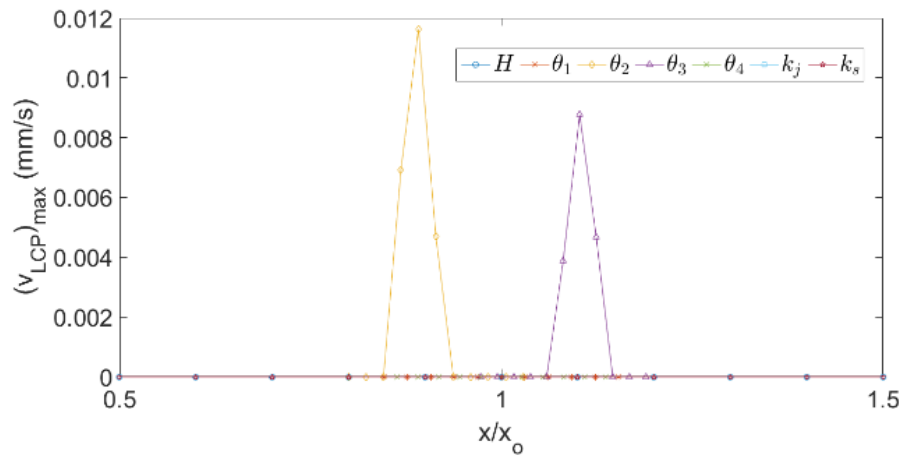
Figura 5.17 Análisis paramétrico de las velocidades de deformación máximas de a) LCM, b) LCL, c) LCA y d) LCP



b)



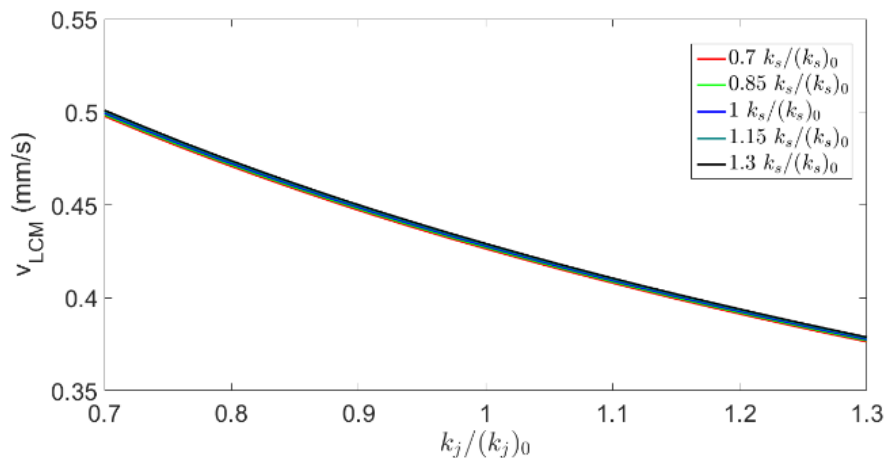
c)



d)

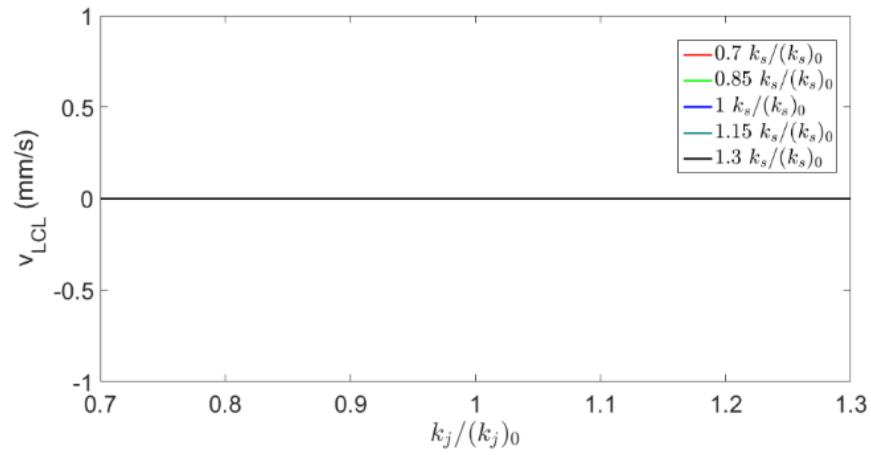
Figura 5.17 Análisis paramétrico de las velocidades de deformación máximas de a) LCM, b) LCL, c) LCA y d) LCP (cont.)

Por último, se realizó un análisis de curvas de nivel para saber si la variación de rigidez articular y rigidez de la superficie tienen una repercusión considerable con respecto a las velocidades de deformación máxima de los ligamentos. Para ello, se resuelve el modelo dinámico de la tarea de aterrizaje a dos piernas variando solamente los parámetros de la rigidez articular y la rigidez de la superficie. En la Figura 5.18 se muestra el comportamiento de las velocidades de deformación máxima de los ligamentos ante la variación de los valores de rigidez. Se muestra que para los ligamentos LCL no existe influencia alguna de los valores de rigidez. Por otra parte, para los ligamentos LCM, LCP y LCA se observa que a medida que la rigidez articular disminuye y la rigidez de la superficie aumenta, las velocidades crecen. Sin embargo, se puede observar que la variación de las velocidades es mínima, por lo que se puede concluir que estas variaciones tienen muy poca influencia sobre las velocidades de deformación.

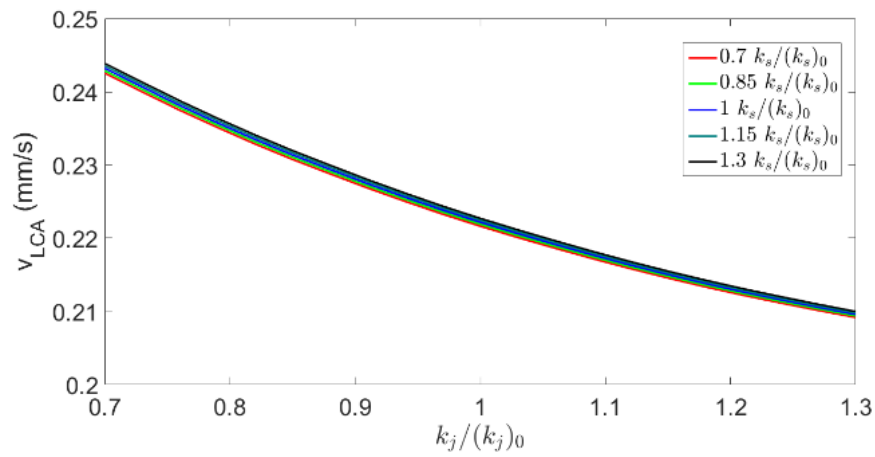


a)

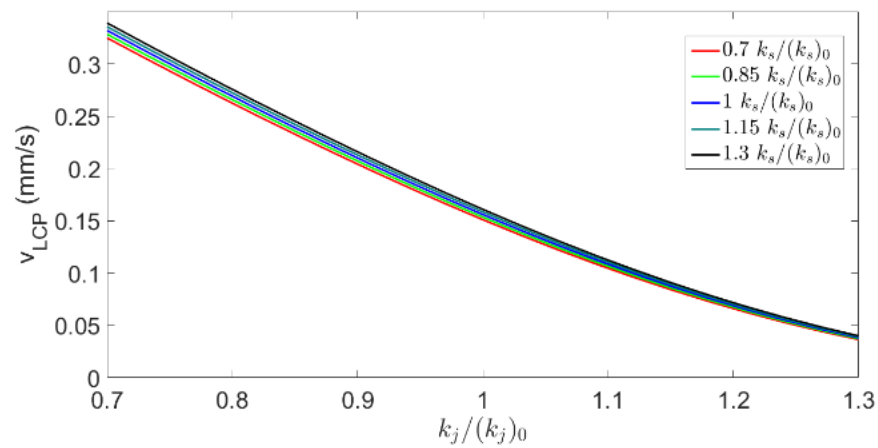
Figura 5.18 Comportamiento de la deformación máxima de los ligamentos a) LCM, b) LCL, c) LCA y d) LCP variando los valores de la rigidez de superficie y articular



b)



c)



d)

Figura 5.18 Comportamiento de la deformación máxima de los ligamentos a) LCM, b) LCL, c) LCA y d) LCP variando los valores de la rigidez de superficie y articular (cont.)

En general, de los resultados anteriores se puede concluir que los parámetros intrínsecos tienen mucha mayor influencia sobre la velocidad de deformación de los ligamentos que los parámetros extrínsecos. Por lo tanto, se plantea la hipótesis de que los parámetros intrínsecos del ligamento están directamente relacionados con el riesgo de lesión. En la evaluación del riesgo de lesión del LCA no solo se considera la velocidad de deformación del ligamento, sino también la fuerza desarrollada, la cual se asume como función de dicha velocidad.

Capítulo 6

Análisis de riesgo de lesión en el Ligamento Cruzado Anterior

6.1 Modelo de daño del ligamento

Para cuantificar la probabilidad de lesión se necesita una teoría de falla para elementos tisulares, tales como los ligamentos de rodilla. Schwab et al. en 2007 [104], desarrollaron una metodología que permite conocer el daño continuo mecánico (CDM, por sus siglas en inglés) que sufre el ligamento ante cargas por creep y cargas cíclicas. Los autores definen el daño que sufre el ligamento como:

$$D = 1 - \frac{\sigma_0}{\sigma_{UTS}} \quad (6.1)$$

donde D , σ_0 y σ_{UTS} representan el daño, el esfuerzo aplicado y el esfuerzo último a la tensión del ligamento, respectivamente. Los autores realizan dos consideraciones principales para poder obtener el comportamiento de daño del ligamento como función del tiempo. La primera de ella es que la relación entre la resistencia residual RS y el esfuerzo último a la tensión σ_{UTS} , están relacionadas con la reducción de la superficie antes del ensayo de resistencia residual, la cual se muestra de la siguiente manera:

$$\frac{RS}{\sigma_{UTS}} = \frac{A_{final}}{A_0} \quad (6.2)$$

donde A_{final} y A_0 representan las áreas finales e iniciales del ligamento. En la literatura [105], [106] se ha determinado una relación empírica entre la resistencia residual y el módulo de Young mediante una regresión de ley de potencia, donde las constantes B y C serán determinadas a partir de datos experimentales, la cual se pretende expresar como:

$$RS = B \left(\frac{E}{E_{max}} \right)^c \quad (6.3)$$

La segunda consideración importante es que la tasa de daño inicial está relacionada con el esfuerzo del ligamento. La tasa de daño inicial se puede representar como la pendiente de la relación de módulo de Young [60]. Thornton en 2007 [60] determinó una relación empírica entre la tasa inicial de cambio de la relación de módulo de Young y el esfuerzo aplicado al ligamento normalizado al esfuerzo último a la tensión mediante una regresión de ley de potencia, donde las constantes F y G serán determinadas a partir de datos experimentales.

$$\frac{d(E/E_{max})}{dt} = F \left(\frac{\sigma_0}{\sigma_{UTS}} \right)^G \quad (6.4)$$

Las ecuaciones (6.1) - (6.4) son combinadas con la finalidad de obtener una ecuación diferencial que permita conocer la evolución del daño acumulado en el ligamento, lo que resulta en la ecuación diferencial que se muestra a continuación:

$$\dot{D} = -\frac{\sigma_{UTS}}{B \cdot C \cdot F} \left(\frac{\sigma_{UTS}}{B} (1 - D)^{\frac{(C-1)}{C}} \right) \left(\frac{\sigma_0/\sigma_{UTS}}{1 - D} \right)^G \quad (6.5)$$

Como se observa, la ecuación (6.5) solo depende del esfuerzo del ligamento σ_0 , el esfuerzo último a la tensión σ_{UTS} y las constantes obtenidas mediante experimentación en el ligamento. Los autores mencionan que el ligamento llega a la ruptura cuando se cumple la siguiente condición:

$$D \geq 1 - \frac{\sigma_0}{\sigma_{UTS}} \quad (6.6)$$

Como se menciona anteriormente, Schwab [104] tiene como finalidad usar este modelo para estimar el tiempo que tarda un ligamento hasta sufrir ruptura ante cargas por *creep* y cargas a fatiga. Para el proyecto de tesis desarrollado se ha estudiado que los deportes que involucran un alto número de saltos [50], [100], [107], [108] aumentan la probabilidad de lesión del LCA, por lo cual se utilizará este modelo para analizar cargas de fatiga. El esfuerzo al cual se somete el ligamento está dado por la ecuación:

$$\sigma_0 = \frac{1}{2} \sigma_{max} (1 + \sin(2\pi ft)) \quad (6.7)$$

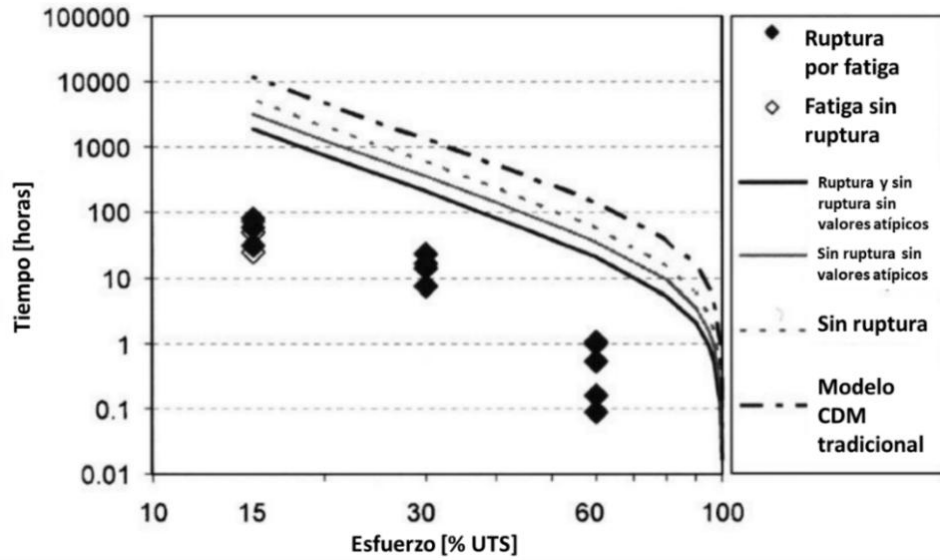
donde σ_{max} , f y t representan el esfuerzo máximo aplicado al ligamento, la frecuencia y el tiempo, respectivamente. Esta forma de ecuación permite que el esfuerzo fluctúe desde un esfuerzo nulo hasta un esfuerzo máximo en el ligamento de forma periódica a lo largo del tiempo.

Con la finalidad de validar esta metodología, se buscó replicar los resultados obtenidos en el artículo de Schwab [104] con el modelo propuesto. La metodología que Schwab siguió fue: i) someter 42 ligamentos colaterales de conejos Burgunder a pruebas de fatiga ($f = 1 \text{ Hz}$) y creep a tres niveles de esfuerzo 60%, 30% y 15% del esfuerzo último a la tensión ($\sigma_{UTS} = 97.7 \text{ MPa}$ [60]), cuyas propiedades han sido utilizadas para el análisis de lesiones del LCA [61]; ii) estimación de las constantes B , C , F y G a partir de los resultados experimentales; iii) cálculo del tiempo de ruptura del ligamento implementando el modelo de daño para cargas por fatiga variando el esfuerzo máximo desde el 15% al 100% del esfuerzo último a la tensión a una frecuencia constante $f = 1 \text{ Hz}$.

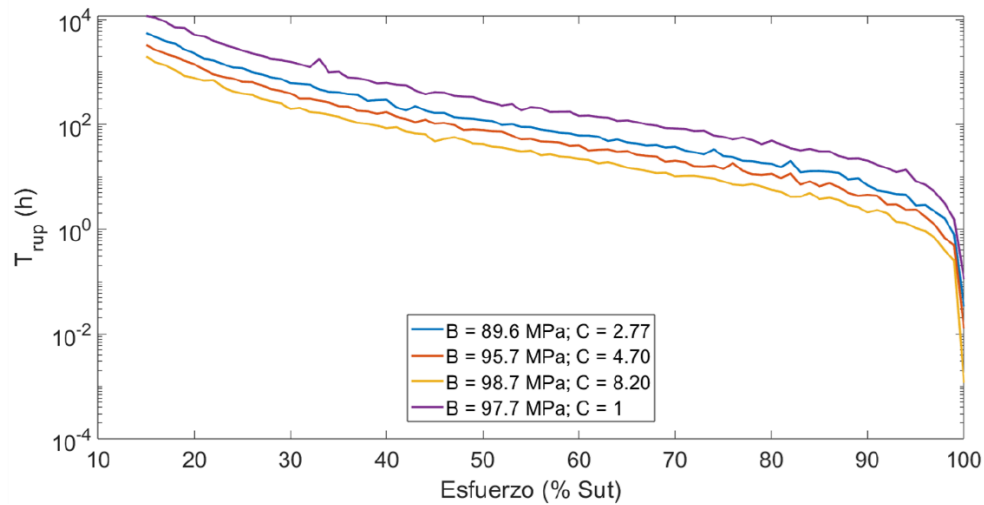
De la experimentación realizada Schwab [104] estimó los valores de las constantes $F = -6.69 \times 10^{-6} \text{ 1/s}$ y $G = 3.11$. Los valores de las constantes B y C fueron obtenidos ante distintos comportamientos que sufrieron los ligamentos en la fase de experimentación: 1) Datos sin ruptura ($B = 89.6 \text{ MPa}$ y $C = 4.7$), 2) Datos sin ruptura excluyendo valores atípicos ($B = 95.7 \text{ MPa}$ y $C = 4.7$), 3) Datos con y sin ruptura excluyendo valores atípicos ($B = 98.7 \text{ MPa}$ y $C = 8.2$) y 4) Datos de modelo de CDM ($B = \sigma_{UTS} = 97.7 \text{ MPa}$ y $C = 1$).

La primera actividad que se realizó fue replicar el tiempo de ruptura del ligamento utilizando la ecuación diferencial (6.5) con lo obtenido en el trabajo de Schwab [104]. Para ello, se resolvió la ecuación (6.5) hasta que la condición descrita en la ecuación (6.6) se cumpliera, lo cual indica que el ligamento ha sufrido el daño suficiente para considerarse una ruptura debido al daño acumulado por el esfuerzo en función del tiempo descrito en la ecuación (6.7).

En la Figura 6.1 Tse observa la evolución del tiempo de ruptura T_{rup} como función del porcentaje de esfuerzo aplicado con respecto al σ_{UTS} obtenido en el artículo de Schwab [104] y en la Figura 6.1 Tb se muestra que el tiempo de ruptura T_{rup} tiene un comportamiento cualitativo y cuantitativo muy similar al de Schwab [104]. Por lo cual, se puede decir que dicha metodología es válida para utilizarla en algún otro tipo de análisis.



a)



b)

Figura 6.1 Tiempo de ruptura en horas calculado de los ligamentos contra porcentaje de esfuerzo último a tensión a) estudio presentado por Schwab [1] y b) gráfica reproducida del artículo de Schwab [104] para el uso del modelo

6.2 Esfuerzo del ligamento como función de la velocidad de deformación

En la literatura, se ha identificado que una de las posibles causas de lesión en el ligamento cruzado anterior (LCA) es la repetición constante de ciertas actividades [11], [26], [107]. Por ejemplo, los jugadores de baloncesto realizan numerosos aterrizajes durante un partido, lo que puede incrementar el riesgo de daño del ligamento debido a la acumulación de esfuerzo repetitivo [107]. Dada su naturaleza de material viscoelástico, el esfuerzo en el ligamento aumenta de manera

proporcional a la velocidad de deformación [88], [109]. Por ello, se utiliza la información descrita en [88] que permita calcular los valores de esfuerzo normal aplicado σ_{LCA} y esfuerzo último a tensión σ_{UTS} del ligamento [12].

6.2.1 Calibración de ecuaciones de esfuerzos en función de la velocidad de deformación

Bonner et al. en 2014 [88] realizaron una investigación en la cual sometieron ligamentos porcinos a distintas velocidades de deformación y observaron el comportamiento de la curva de esfuerzo- deformación tal como se muestra en la Figura 6.2. Se mostró que, a medida que la velocidad de deformación aumenta, el módulo de Young también lo hace y, por la ley de Hooke, se puede deducir que el esfuerzo del ligamento crece.

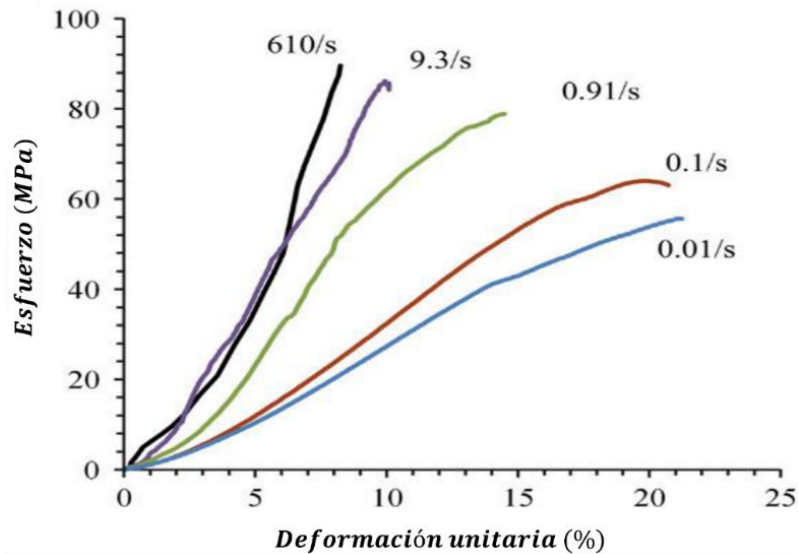


Figura 6.2 Comportamiento de la curva esfuerzo – deformación ante la variación de la velocidad de deformación [88]

A partir de los datos experimentales obtenidos por Bonner [88], se plantearon ecuaciones de tipo logarítmico en función de la velocidad de deformación. Estas ecuaciones describen de manera adecuada la variación tanto del módulo de Young E como del esfuerzo último a la tensión σ_{UTS} . Las ecuaciones calculadas fueron propuestas y verificadas en su trabajo. Las ecuaciones resultantes del análisis se presentan a continuación:

$$E = 158.55 \log \dot{\epsilon} + 584.76 \quad (6.8)$$

$$\sigma_{UTS} = 9.97 \log \dot{\epsilon} + 63.88 \quad (6.9)$$

En la literatura se reporta que el comportamiento mecánico de los ligamentos depende de la velocidad de deformación, observándose incrementos tanto en el módulo de Young como en el esfuerzo último a la tensión conforme la tasa de velocidad de deformación aumenta. Las ecuaciones descritas por Bonner [88] son del tipo:

$$E = A_1 \log \dot{\epsilon} + B_1 \quad (6.10)$$

$$\sigma_{UTS} = A_2 \log \dot{\epsilon} + B_2. \quad (6.11)$$

Con el fin de adaptar dichas expresiones al contexto del proyecto de tesis, se utiliza el modelo geométrico de rodilla desarrollado en el capítulo anterior como herramienta de calibración. A partir de los resultados obtenidos en simulaciones bajo diferentes condiciones, se calibrarán los parámetros A_1, B_1, A_2, B_2 , de manera que las ecuaciones reflejen con mayor precisión el comportamiento específico del tejido bajo condiciones dinámicas. Se utiliza el modelo geométrico de rodilla propuesto en el capítulo anterior con la finalidad de obtener el esfuerzo máximo del LCA $(\sigma_{LCA})_{max}$, el cual es un valor clave para poder calibrar los parámetros A_1, B_1, A_2, B_2 . En la Figura 6.3 se muestra el comportamiento del esfuerzo del LCA como función del ángulo de flexión de la rodilla, donde el esfuerzo del ligamento se calcula como un esfuerzo axial. Por lo cual, es necesario conocer el área de sección transversal del ligamento. Según la literatura, el valor de sección transversal promedio del LCA es de $A_{LCA} = 38 \text{ mm}^2$ [110], con el cual se calcula el esfuerzo máximo aplicado como $(\sigma_{LCA})_{max} = 56.7773 \text{ MPa}$ en un ángulo de flexión de 5.6566° . Por otra parte, se tomará el valor de $\sigma_{UTS} = 97.7 \text{ MPa}$ a 1 Hz de acuerdo a lo propuesto por Schwab [104].

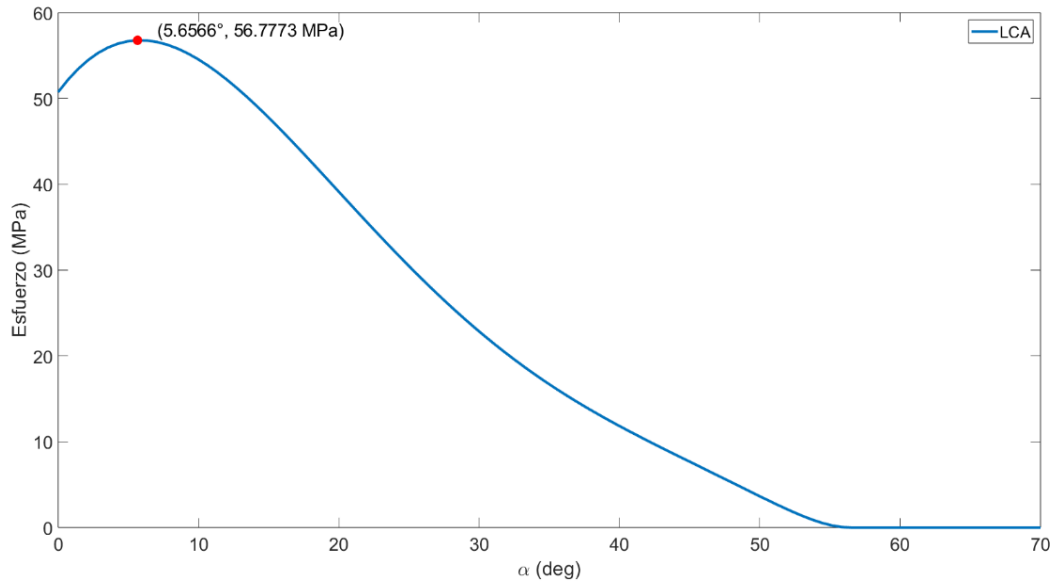


Figura 6.3 Comportamiento del esfuerzo del LCA como función del ángulo de flexión.

La calibración se realiza a partir del movimiento más simple posible, es decir, la flexión y extensión a una frecuencia de 1 Hz. Este comportamiento se puede expresar a partir de la siguiente ecuación:

$$\alpha = \frac{\alpha_{max} - \alpha_{extensión}}{2} (\cos(2\pi ft + \pi) + 1) \quad (6.12)$$

La ecuación (6.12) representa el movimiento de flexión de la rodilla desde la extensión $\alpha_{extensión} = 0^\circ$ hasta una flexión máxima $\alpha_{max} = 70^\circ$, ya que el modelo de rodilla geométrico propuesto solo se realizó en ese rango de valores. El comportamiento del ángulo de flexión se muestra en la Figura 6.4.

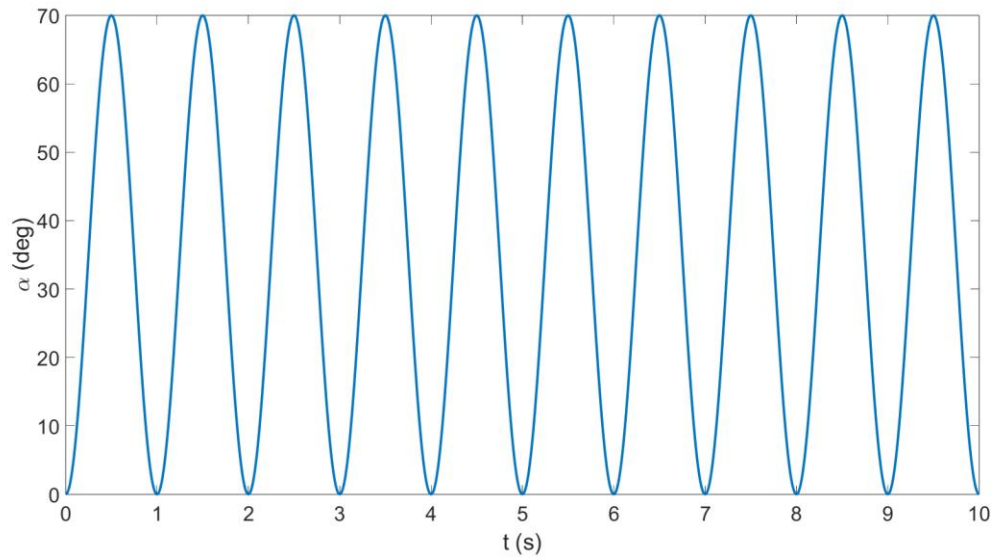


Figura 6.4 Gráfica del movimiento simple de flexión-extensión a una frecuencia de $f = 1$ Hz

A partir del comportamiento propuesto del ángulo de flexión, se emplea el modelo geométrico de la rodilla, el cual estima la fuerza ejercida sobre el LCA a partir de este ángulo. Posteriormente, se calcula la evolución del esfuerzo axial en el LCA en función del tiempo. El comportamiento temporal del esfuerzo axial del LCA se muestra en la Figura 6.5, considerando una frecuencia $f = 1$ Hz.

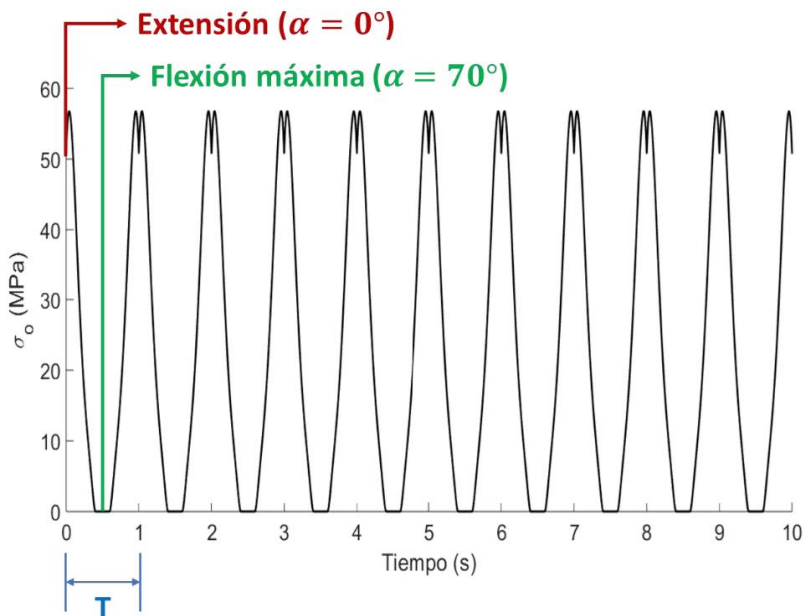


Figura 6.5 Comportamiento del esfuerzo del LCA como función del tiempo contemplando una frecuencia de 1 Hz.

Se probaron diversas metodologías para calibrar los parámetros de las ecuaciones (6.10) y (6.11), con el fin de ajustarlos a los datos experimentales del modelo CDM descrito en la sección 6.1 y a la caracterización mecánica del LCA. La primera propuesta de calibración es utilizar las ecuaciones (6.8) y (6.9) manteniendo uno de sus valores constantes (A_1, B_1, A_2, B_2) para cada una de ellas, conociendo los valores de E (1 Hz), σ_{UTS} (1 Hz) y $\dot{\epsilon}_{max}$ (1 Hz). Para el cálculo del módulo de Young se utiliza una aproximación de la ley de Hooke, con la finalidad de obtener un valor aproximado del mismo, simplificando su comportamiento a uno lineal, la expresión para obtener el módulo de Young a 1 Hz es:

$$E (1 \text{ Hz}) \approx \frac{\sigma_{max} (1 \text{ Hz})}{\epsilon_{max}} \quad (6.13)$$

donde $\sigma_{max} (1 \text{ Hz}) = 56.7773 \text{ MPa}$ el cual se toma de los valores presentados en la Figura 6.5 y $\epsilon_{max} = 0.1789 \text{ s}^{-1}$ se obtiene a partir del modelo geométrico de rodilla propuesto en el capítulo anterior. Utilizando los valores anteriores se puede aproximar el módulo de Young del LCA a una frecuencia de 1 Hz a $E (1 \text{ Hz}) \approx 317.3689 \text{ MPa}$, el cual es un valor que se encuentra dentro del rango reportado en la literatura para ligamentos de porcinos [109]. Por otra parte, la velocidad de deformación máxima $\dot{\epsilon}_{max}$, es calculada numéricamente de los datos obtenidos de deformación del LCA, ϵ , por el modelo geométrico de rodilla.

Dentro de la primera metodología se proponen dos diferentes calibraciones. En la primera, el valor $B_1 = 584.76$ se mantiene constante mientras se calcula $A_1 = 601.6163$ a partir del valor de módulo de Young obtenido mediante la ecuación (6.13). Por otra parte, de la ecuación del esfuerzo último a la tensión el valor que permanece fijo es $A_2 = 9.97$ y se calcula $B_2 = 102.1416$. Por lo cual, las ecuaciones obtenidas se pueden escribir como:

$$E = 601.6163 \log \dot{\epsilon} + 584.76 \quad (6.14)$$

$$\sigma_{UTS} = 9.97 \log \dot{\epsilon} + 102.1416 \quad (6.15)$$

Para evaluar el comportamiento de las ecuaciones, se grafica el esfuerzo axial máximo σ_{max} , la evolución del esfuerzo último a tensión σ_{UTS} y el porcentaje de esfuerzo máximo aplicado con respecto al esfuerzo último a tensión σ_{UTS} ; como función de distintas frecuencias, utilizando las

ecuaciones (6.14) y (6.15) y calculando numéricamente la velocidad de deformación $\dot{\epsilon}_{max}$ para cada valor de frecuencia propuesta. El comportamiento de las variables previamente descritas se muestra en la Figura 6.6.

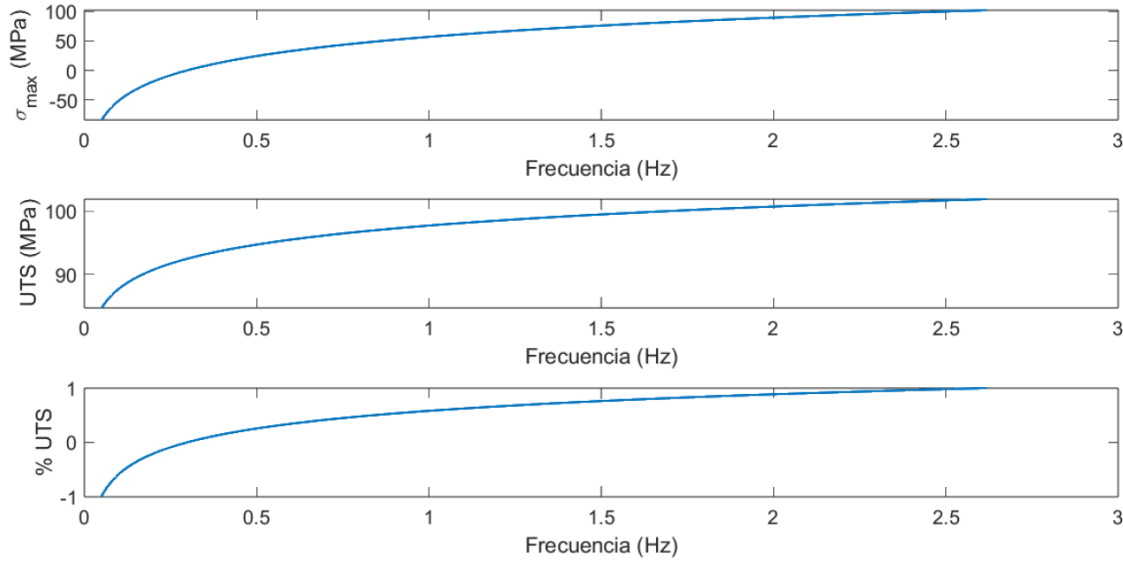


Figura 6.6 Comportamiento de los esfuerzos máximo, último a tensión y porcentaje de esfuerzo máximo con respecto al esfuerzo último a la tensión utilizando las ecuaciones (6.14) y (6.15).

Se observa que la respuesta de los esfuerzos corresponde con lo esperado: ambos aumentan de manera proporcional al incremento de la frecuencia aplicada al ligamento. En particular, el esfuerzo normal crece con mayor rapidez que el esfuerzo último a tensión, tal como se anticipaba. El ligamento se rompe en un solo ciclo a 2.6189 Hz, frecuencia mayor que la de la caminata (1 Hz), pero aún baja frente a movimientos bruscos, donde la velocidad de deformación y la frecuencia aumentan significativamente.

Por otra parte, se utilizó el modelo CDM descrito en la ecuación (6.5) para calcular el tiempo de ruptura en horas del LCA para cada una de las frecuencias utilizadas. En la Figura 6.7 se observa que el tiempo de ruptura tiene un comportamiento de decrecimiento exponencial a medida que la frecuencia aumenta; es decir, la gráfica muestra que a mayor velocidad de deformación el tiempo de ruptura de LCA disminuye. Por otro lado, en la Figura 6.7 también se muestra el número de ciclos que soporta el LCA en función de la frecuencia, donde se observa que el número de ciclos es inversamente proporcional a la frecuencia, justo como el comportamiento de algunos metales sometido a fatiga [111]. Sin embargo, también se observa que la falla o ruptura del ligamento es

casi instantánea a frecuencias relativamente bajas (< 2 Hz), lo cual no corresponde con la realidad. Por tanto, se procede a analizar otra alternativa de calibración.

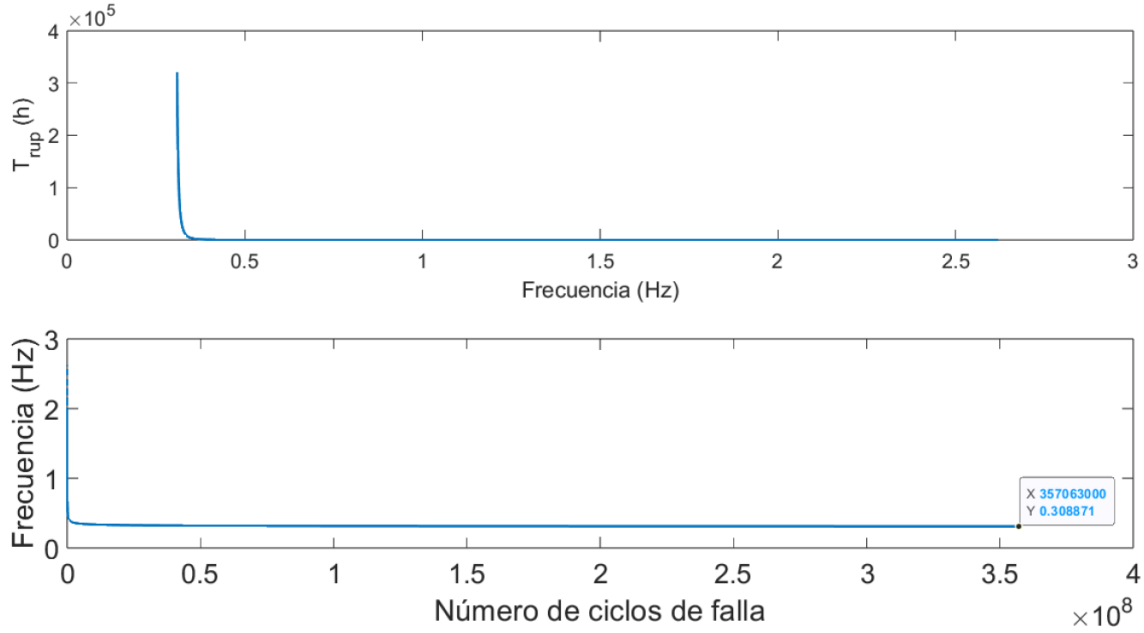


Figura 6.7 Comportamiento del tiempo de ruptura y número de ciclos, ante la variación de frecuencia aplicada en el ligamento utilizando las ecuaciones (6.14) y (6.15)

La segunda calibración con esta primera metodología es mantener el valor $A_1 = 158.55$ constante y calcular $B_1 = 387.3744$, con el valor del módulo de Young calculado de la ecuación (6.13). La segunda ecuación se mantuvo exactamente como la calibración anterior, es decir, fijar el valor $A_2 = 9.97$ y calcular $B_2 = 102.1416$ con el esfuerzo último a la tensión a 1 Hz σ_{UTS} . Desarrollando las ecuaciones a partir de los parámetros antes mencionados se obtiene:

$$E = 158.55 \log \dot{\epsilon} + 387.3744 \quad (6.16)$$

$$\sigma_{UTS} = 9.97 \log \dot{\epsilon} + 102.1416 \quad (6.17)$$

La Figura 6.8 muestra la respuesta de los esfuerzos, la cual sigue un comportamiento cualitativo esperado. No obstante, en contraste con la calibración anterior, la frecuencia a la que el ligamento se rompe en el primer ciclo es de 165 Hz, aproximadamente 80 veces mayor que la obtenida previamente. Este resultado sugiere que el modelo podría considerar movimientos súbitos del cuerpo sin que necesariamente conduzcan a una lesión del LCA.

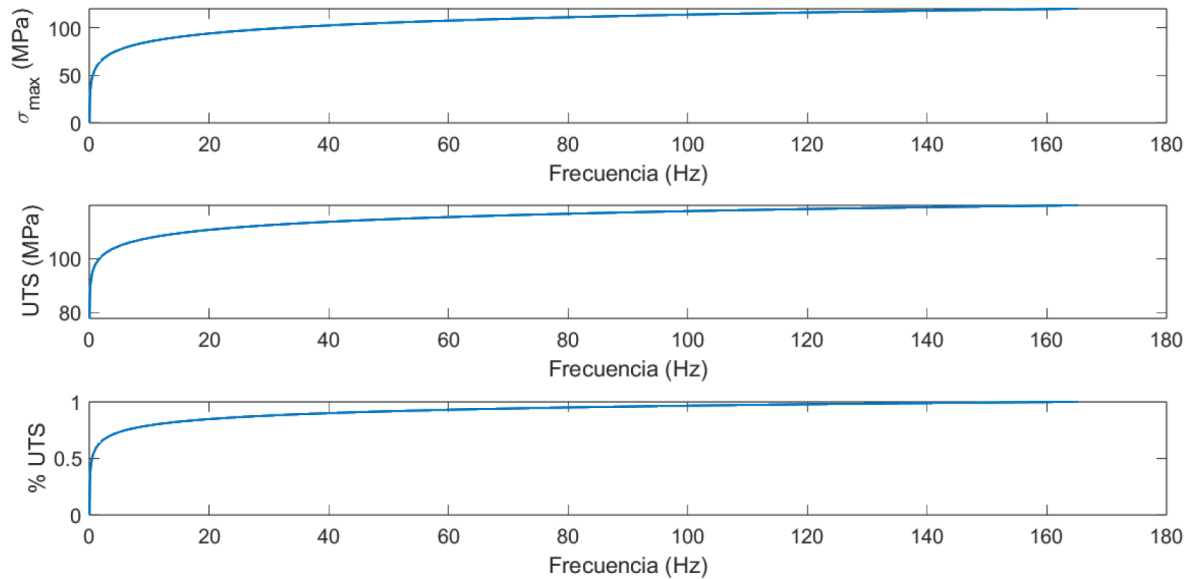


Figura 6.8 Comportamiento de los esfuerzos máximo, último la tensión y porcentaje de esfuerzo máximo con respecto al esfuerzo último a la tensión utilizando las ecuaciones (6.16) y (6.17)

En la Figura 6.9 se presenta la evolución del tiempo y del número de ciclos hasta la ruptura en función de la frecuencia aplicada al LCA. El tiempo de ruptura muestra el comportamiento esperado, disminuyendo conforme la frecuencia del ligamento aumenta. En contraste, el número de ciclos hasta la ruptura exhibe un comportamiento característico de los ligamentos: a bajas frecuencias, el número de ciclos aumenta; posteriormente, tras un valor de inflexión, al seguir incrementando la frecuencia, el número de ciclos disminuye. Este fenómeno se explica por la evolución conjunta del módulo de Young y de la resistencia última (UTS) en función de la velocidad de deformación del ligamento, tal como ha sido reportado en la literatura para elementos tisulares [112].

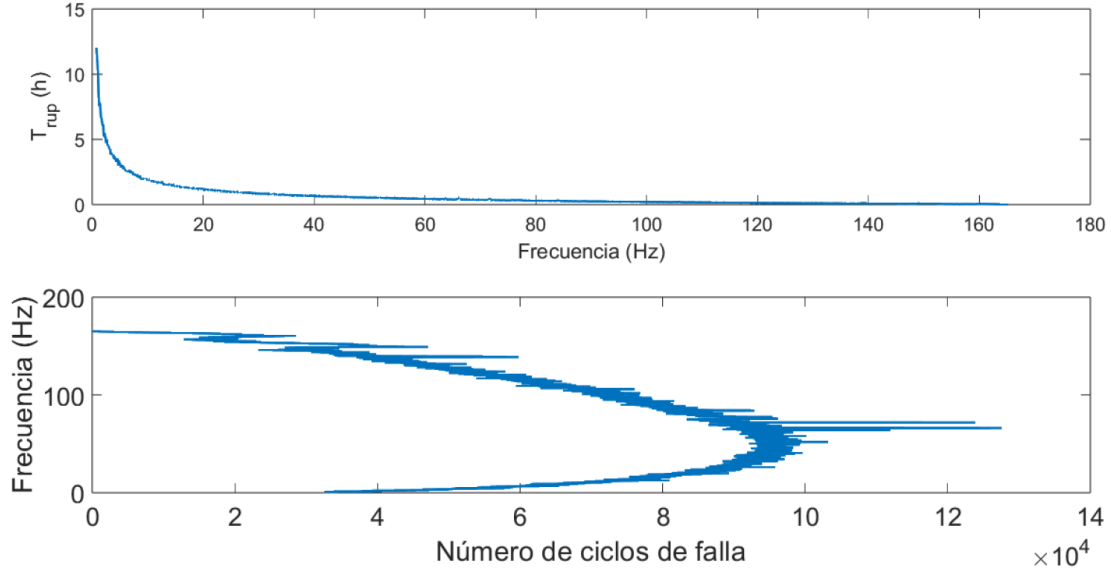


Figura 6.9 Comportamiento del tiempo de ruptura y número de ciclos, ante la variación de frecuencia aplicada en el ligamento utilizando las ecuaciones (6.16) y (6.17)

Posteriormente, se realiza una nueva calibración sin ajustar las ecuaciones logarítmicas (6.8) y (6.9) descritas por Bonner, sino utilizando factores de proporcionalidad entre los datos del ligamento porcino (Bonner [88]) y del ligamento cunicular utilizados en el modelo CDM (Schwab [104]). Los factores de proporcionalidad fueron obtenidos mediante las siguientes ecuaciones:

$$K_1 = \frac{E_{Schwab} (1 \text{ Hz})}{E_{Bonner} (1 \text{ Hz})} \quad (6.18)$$

$$K_2 = \frac{(\sigma_{UTS})_{Schwab} (1 \text{ Hz})}{(\sigma_{UTS})_{Bonner} (1 \text{ Hz})} \quad (6.19)$$

donde $E_{Schwab} (1 \text{ Hz})$ es el valor calculado de la ecuación (6.13) y $(\sigma_{UTS})_{Schwab} = 97.7 \text{ MPa}$. Por su parte, $E_{Bonner} (1 \text{ Hz})$ y $(\sigma_{UTS})_{Bonner} (1 \text{ Hz})$ corresponden a los valores obtenidos mediante las ecuaciones (6.8) y (6.9), respectivamente, en función de la velocidad máxima de deformación a una frecuencia $f = 1 \text{ Hz}$. Dicha velocidad se estima a partir de la siguiente aproximación:

$$\dot{\epsilon}_{max} = \pi f \epsilon_{max} \quad (6.20)$$

donde ϵ_{max} es la deformación unitaria máxima del ligamento.

Para encontrar la evolución del σ_{max} y σ_{UTS} del ligamento, el cual es el utilizado en el modelo CDM, como función de la frecuencia se utilizan los factores de proporcionalidad calculados mediante las ecuaciones (6.18) y (6.19). En la Figura 6.10 se muestra el comportamiento de los esfuerzos σ_{max} y σ_{UTS} , así como del porcentaje de del esfuerzo máximo σ_{max} con función del esfuerzo último a la tensión σ_{UTS} . Se puede observar que la frecuencia de ruptura del ligamento al primer ciclo se encuentra en el orden de $\times 10^{36}$. Esta frecuencia es imposible de alcanzar en la realidad, ya que, calculando el valor de velocidad de deformación a partir de la ecuación (6.20), ésta es superior a la velocidad de la luz. Dado la naturaleza del valor de frecuencia de ruptura obtenido, el análisis de tiempo de ruptura y del número de ciclos como función de la frecuencia no se realizó.

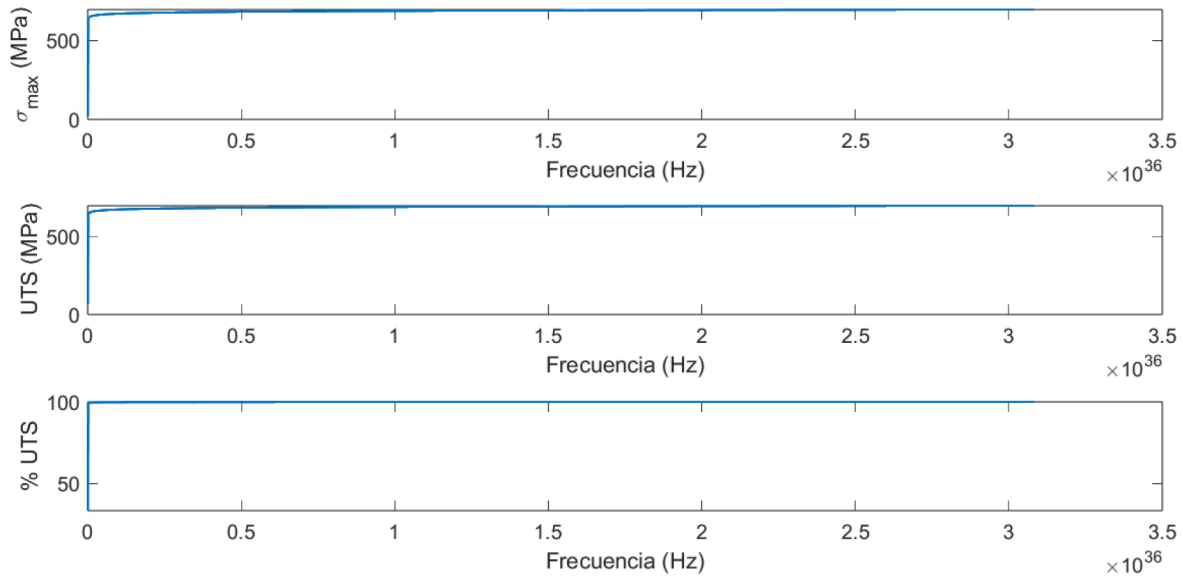


Figura 6.10 Comportamiento de los esfuerzos máximo, último a tensión y porcentaje de esfuerzo máximo con respecto al esfuerzo último a la tensión utilizando una calibración proporcional

Para la última metodología de calibración, no solo se toman en cuenta las constantes de las ecuaciones (6.10) y (6.11), y los valores del módulo de Young E (1 Hz) y el esfuerzo último a tensión σ_{UTS} (1 Hz) del modelo, sino también que la velocidad de ruptura de deformación en el primer ciclo para ligamentos de porcinos es de $1,500 \text{ s}^{-1}$ [109]. Con la velocidad descrita previamente y a partir de la ecuación (6.20) se calcula una frecuencia de ruptura al primer ciclo $f_{rup} \approx 4,184 \text{ Hz}$.

Con la información previa, se plantean distintas ecuaciones con la finalidad de obtener las constantes de las ecuaciones (6.10) y (6.11), que mejor se ajusten a los datos conocidos del trabajo de Schwab [104] (modelo CDM). Las ecuaciones planteadas son las siguientes:

$$\sigma_{max}(1 \text{ Hz}) = \epsilon_{max}(A_1 \log \dot{\epsilon}(1 \text{ Hz}) + B_1) \quad (6.21)$$

$$\sigma_{UTS}(1 \text{ Hz}) = A_2 \log \dot{\epsilon}(1 \text{ Hz}) + B_2 \quad (6.22)$$

$$\sigma_{UTS}(f_{rup}) = \epsilon_{max}(A_1 \log \dot{\epsilon}_{rup} + B_1) \quad (6.23)$$

$$\sigma_{UTS}(f_{rup}) = A_2 \log \dot{\epsilon}_{rup} + B_2 \quad (6.24)$$

donde se cuentan con 4 ecuaciones y 5 incógnitas, las cuales son: $A_1, B_1, A_2, B_2, \sigma_{UTS}$. Por lo cual, una de las constantes de las ecuaciones (6.8) y (6.9) se mantendrá fija mientras las otras serán calculadas. Cabe señalar que el procedimiento puede repetirse en cuatro ocasiones; sin embargo, en este trabajo únicamente se presentan tres casos de estudio, debido a que uno de ellos mostró un comportamiento atípico respecto a la respuesta esperada.

En la Tabla 6.1 se presentan las ecuaciones obtenidas para cada una de las calibraciones realizadas. Las tres calibraciones exhiben un comportamiento cualitativamente similar en la evolución de los esfuerzos en función de la frecuencia (Figura 6.11, Figura 6.13, Figura 6.15), como del tiempo y del número de ciclos hasta la ruptura, considerando la variación de la frecuencia aplicada (Figura 6.12, Figura 6.14, Figura 6.16).

Tabla 6.1 Ecuaciones obtenidas fijando uno de los valores de las ecuaciones de evolución de módulo de Young y esfuerzo último a la tensión de las ecuaciones (6.8) y (6.9), respectivamente

Calibración con A_1 fijo	Calibración con B_1 fijo	Calibración con A_2 fijo
$E = 158.55 \log \dot{\epsilon} + 387.3744$	$E = 601.6163 \log \dot{\epsilon} + 584.76$	$E = 130.057 \log \dot{\epsilon} + 302.4645$
$\sigma_{UTS} = 17.1212 \log \dot{\epsilon} + 105.3275$	$\sigma_{UTS} = 96.543 \log \dot{\epsilon} + 140.7098$	$\sigma_{UTS} = 9.97 \log \dot{\epsilon} + 96.6044$

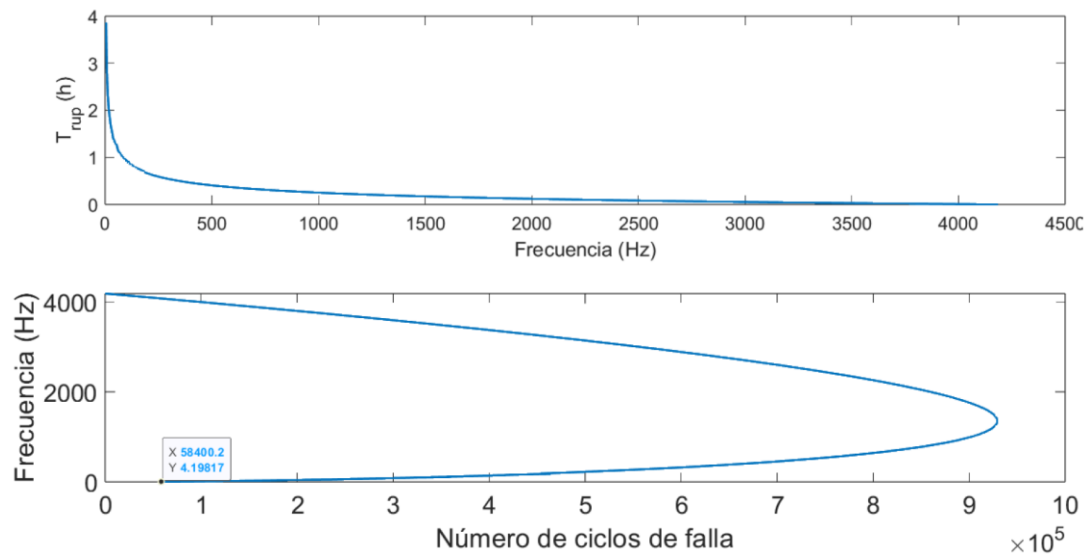


Figura 6.11 Comportamiento del tiempo de ruptura y número de ciclos, ante la variación de frecuencia aplicada en el ligamento utilizando las ecuaciones de la Tabla 6.1 fijando el valor de A_1

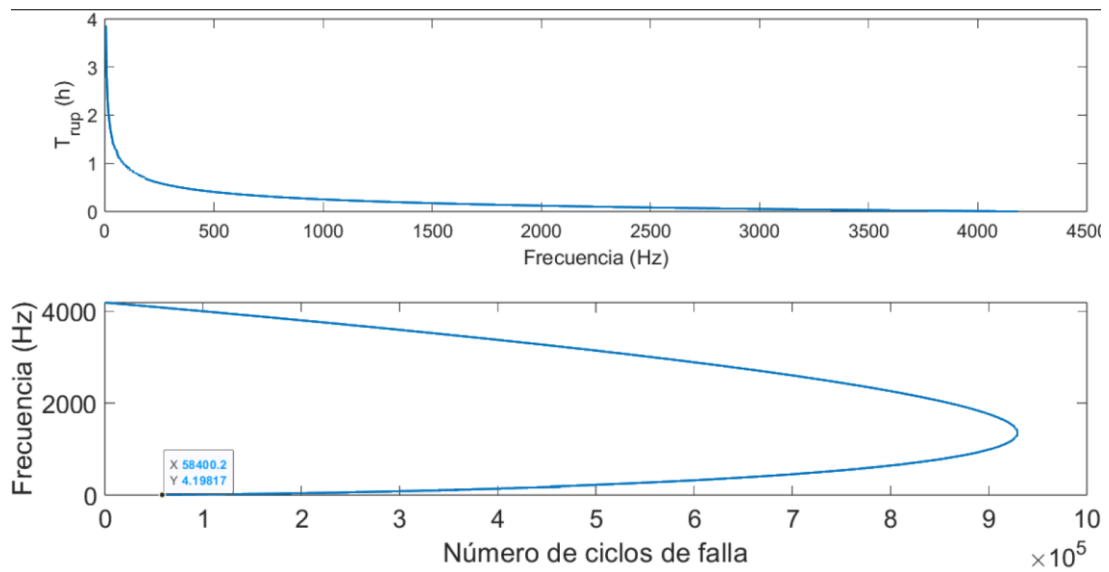


Figura 6.12 Comportamiento del tiempo de ruptura y número de ciclos, ante la variación de frecuencia aplicada en el ligamento utilizando las ecuaciones de la Tabla 6.1 fijando el valor de A_1

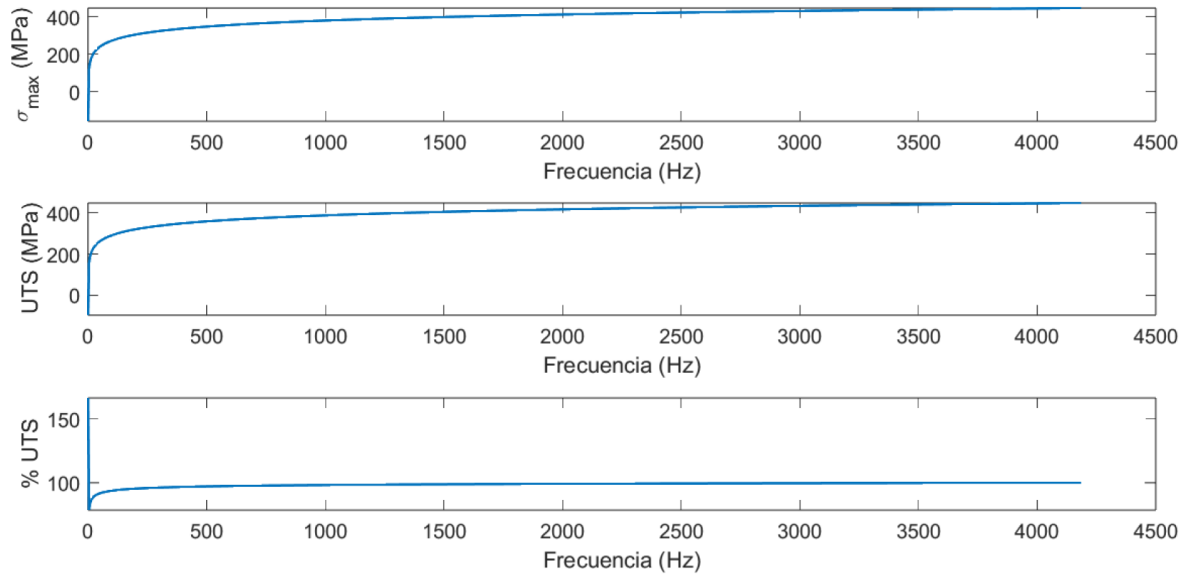


Figura 6.13 Comportamiento del tiempo de ruptura y número de ciclos, ante la variación de frecuencia aplicada en el ligamento utilizando las ecuaciones de la Tabla 6.1 fijando el valor de B_1

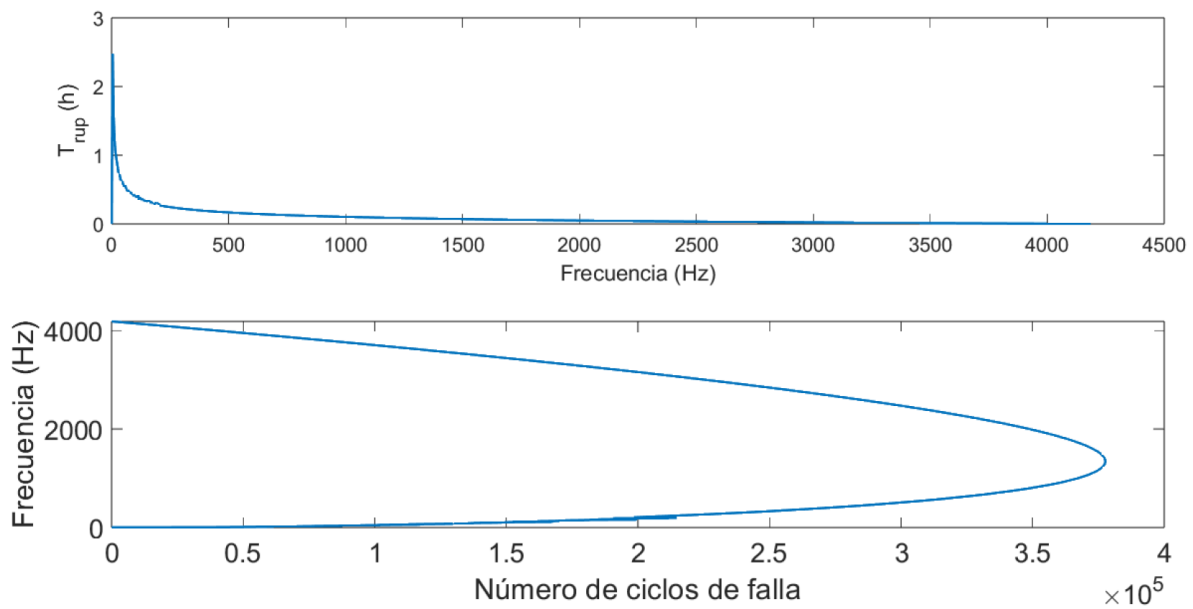


Figura 6.14 Comportamiento del tiempo de ruptura y número de ciclos, ante la variación de frecuencia aplicada en el ligamento utilizando las ecuaciones de la Tabla 6.1 fijando el valor de B_1

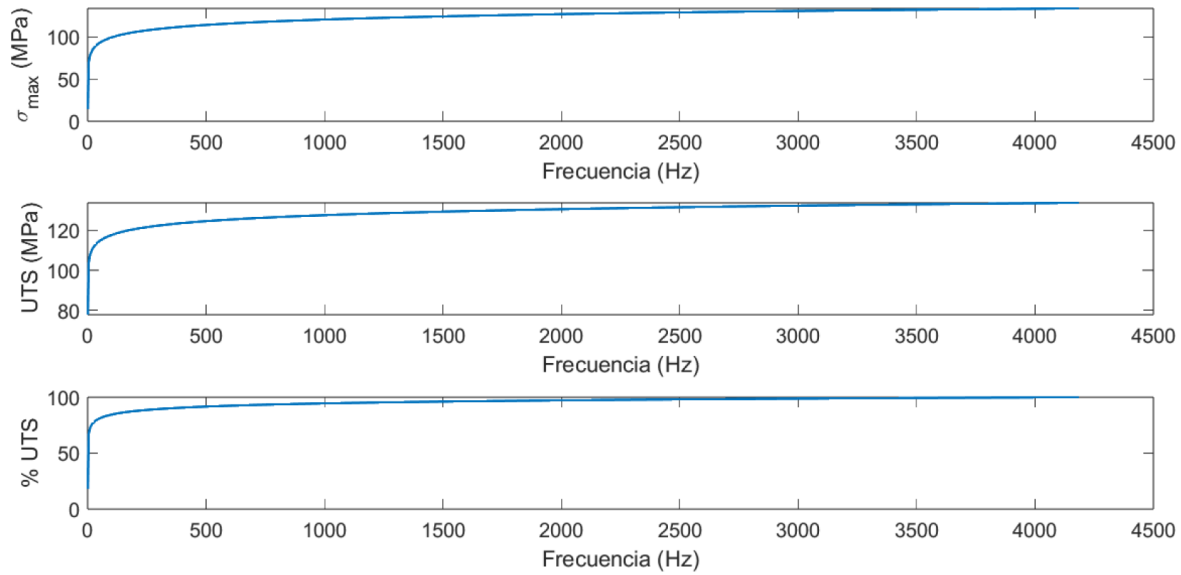


Figura 6.15 Comportamiento del tiempo de ruptura y número de ciclos, ante la variación de frecuencia aplicada en el ligamento utilizando las ecuaciones de la Tabla 6.1 fijando el valor de A_2

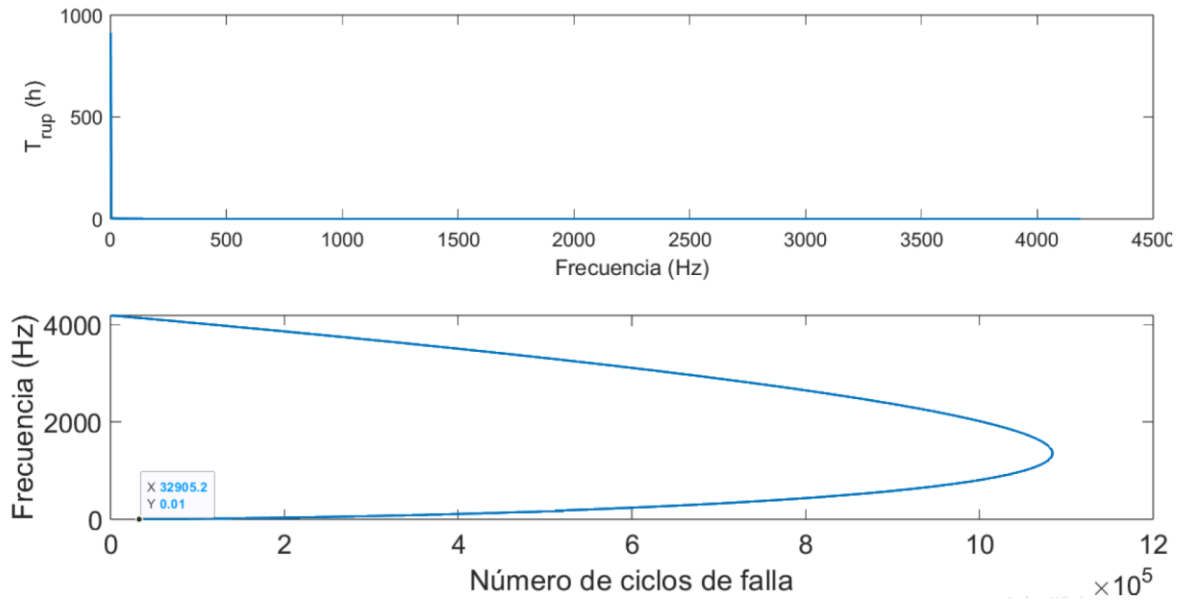


Figura 6.16 Comportamiento del tiempo de ruptura y número de ciclos, ante la variación de frecuencia aplicada en el ligamento utilizando las ecuaciones de la Tabla 6.1 fijando el valor de A_2

A pesar de que el comportamiento cualitativo es muy similar entre las distintas calibraciones, se observan diferencias cuantitativas entre ellas, las cuales permiten evaluar cuál calibración ofrece un mejor ajuste. Tanto el tiempo de ruptura como el número de ciclos hasta la falla presentan una tendencia cualitativamente consistente con la reportada en la literatura en

función de la frecuencia, lo que indica que el modelo reproduce adecuadamente la respuesta general del ligamento ante cargas cíclicas [112].

La calibración que presenta un mejor ajuste a la respuesta física del ligamento es aquella en la que el parámetro A_2 de las ecuaciones (6.8) y (6.9) se mantiene constante. En este caso, el tiempo de ruptura máximo, correspondiente a la frecuencia mínima propuesta ($f = 0.1 \text{ Hz}$), se aproxima a 1,000 horas, a diferencia de las demás calibraciones, en las que para la misma frecuencia se predice un tiempo de ruptura del orden de 4 horas. Esto implicaría que, ante movimientos poco frecuentes, el ligamento sufriría una ruptura prematura, lo cual no resulta consistente con el comportamiento observado en la realidad.

Por lo anterior, en este trabajo se empleará la calibración correspondiente a las ecuaciones presentadas en la Tabla 6.1, obtenida al mantener fijo el valor del parámetro A_2 . Esta calibración se considera la más adecuada, ya que incorpora valores de velocidad máxima de deformación reportados en la literatura y predice tiempos de ruptura a bajas frecuencias que resultan razonables en comparación con el comportamiento esperado del ligamento.

6.3 Respuesta a fatiga del LCA bajo distintas actividades

En esta sección se analiza la respuesta del LCA bajo distintas actividades funcionales representativas de la vida diaria. Para cada actividad se evalúa el tiempo hasta la ruptura y el número de ciclos a la falla, considerando las condiciones de carga cíclica asociadas a su ejecución. Este enfoque permite relacionar la respuesta mecánica del ligamento con escenarios funcionales específicos, facilitando la interpretación de los resultados desde un punto de vista biomecánico.

6.3.1 Caminata

Con el objetivo de modelar el comportamiento a fatiga del LCA durante la caminata, resulta necesario caracterizar la evolución temporal del ángulo de la articulación de la rodilla a lo largo de un ciclo completo de marcha. Para este propósito, se recurrió a repositorios de acceso abierto que proporcionan datos cinemáticos representativos de la marcha humana [113]. En la Figura 6.17 se muestra el comportamiento del ángulo de la rodilla obtenido a partir de dichos datos. La gráfica superior presenta la evolución del ángulo de la rodilla θ_k en función del porcentaje del ciclo de caminata, abarcando del 0 % al 100 %. Por su parte, la gráfica inferior representa el mismo ángulo como función del tiempo, asumiendo una frecuencia de caminata de 1 Hz, correspondiente a un ciclo completo de marcha por segundo. Esta representación temporal resulta fundamental para el

análisis posterior del daño acumulado por fatiga, ya que permite vincular directamente la cinemática articular con la frecuencia de carga aplicada sobre el LCA.

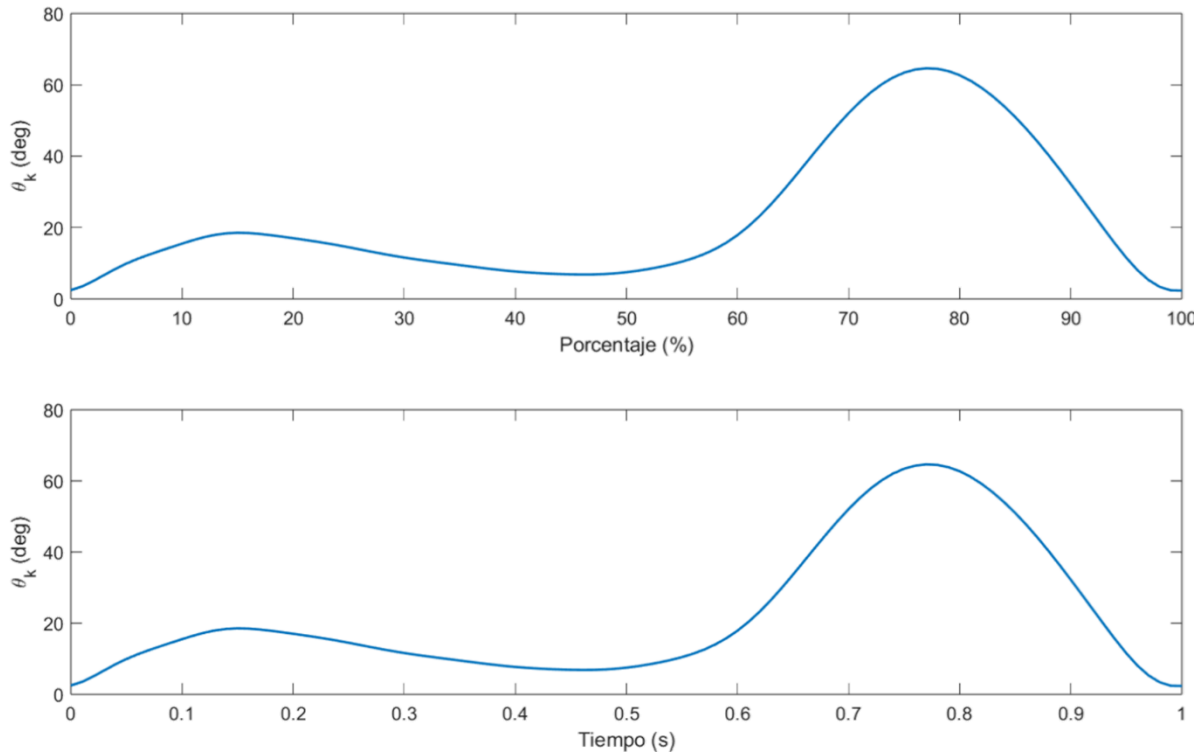


Figura 6.17 Ángulo de rodilla en función del porcentaje de caminata (gráfica superior) y tiempo de un ciclo a 1 Hz (gráfica inferior)

Posteriormente, se empleó el modelo geométrico de rodilla desarrollado previamente para calcular la fuerza y la deformación unitaria del ligamento cruzado anterior (LCA) durante un ciclo de carga a 1 Hz. En la Figura 6.18 se observa el comportamiento de la fuerza y la deformación del LCA bajo dichas condiciones. En esta figura se presentan dos gráficos: el primero muestra la evolución de la fuerza en el LCA (N) en función del tiempo (s), mientras que el segundo representa la deformación unitaria del LCA en función del tiempo (s). Estos resultados permiten observar el comportamiento mecánico del ligamento bajo condiciones dinámicas de carga, lo cual es fundamental para evaluar su respuesta biomecánica.

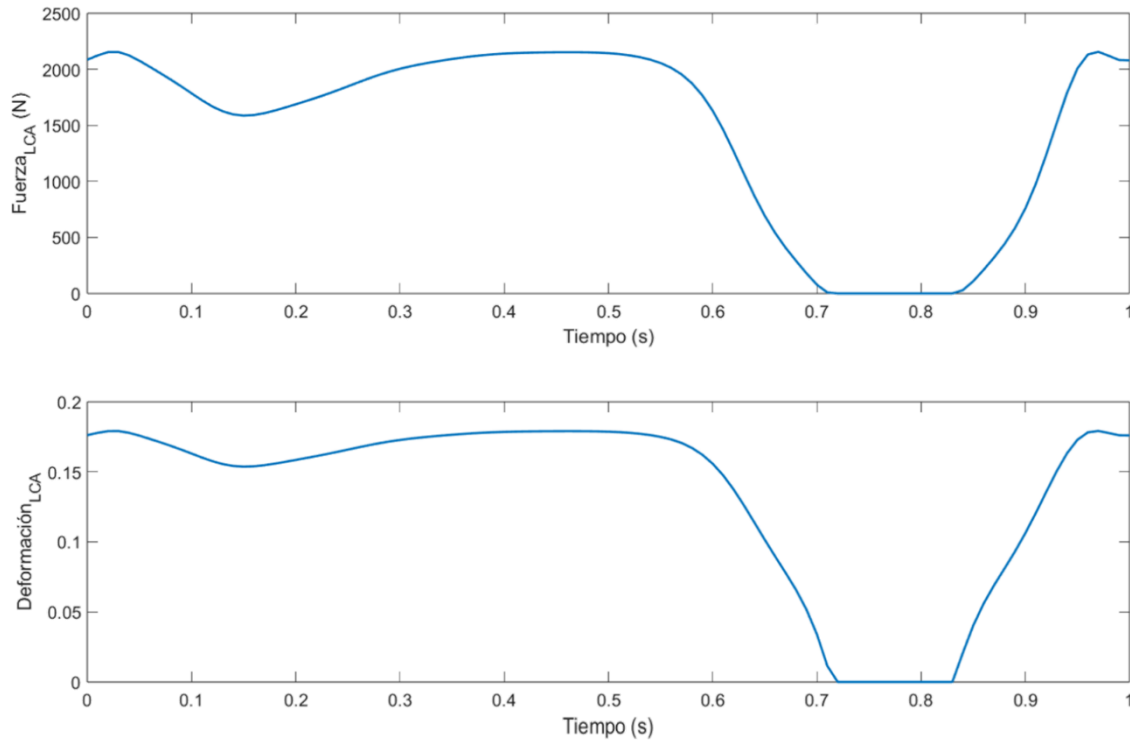


Figura 6.18 Comportamiento de la fuerza y deformación del LCA durante un ciclo de carga en caminata

Durante el análisis del comportamiento mecánico del ligamento cruzado anterior (LCA), es fundamental observar su respuesta ante cargas repetitivas, ya que este tipo de esfuerzo es común en actividades cotidianas como la caminata. Para ello, se simula la aplicación de múltiples ciclos de carga a una frecuencia constante de 1 Hz, lo cual permite establecer una base para el estudio por fatiga.

En la Figura 6.19 se observa una señal periódica de deformación unitaria del LCA a lo largo de varios ciclos, lo que representa el comportamiento típico del ligamento bajo condiciones dinámicas repetitivas. Este patrón será replicado en simulaciones de largo plazo con el objetivo de estimar el tiempo de ruptura del tejido ante tareas de caminata a distintas frecuencias, permitiendo así un análisis detallado de su resistencia a la fatiga.

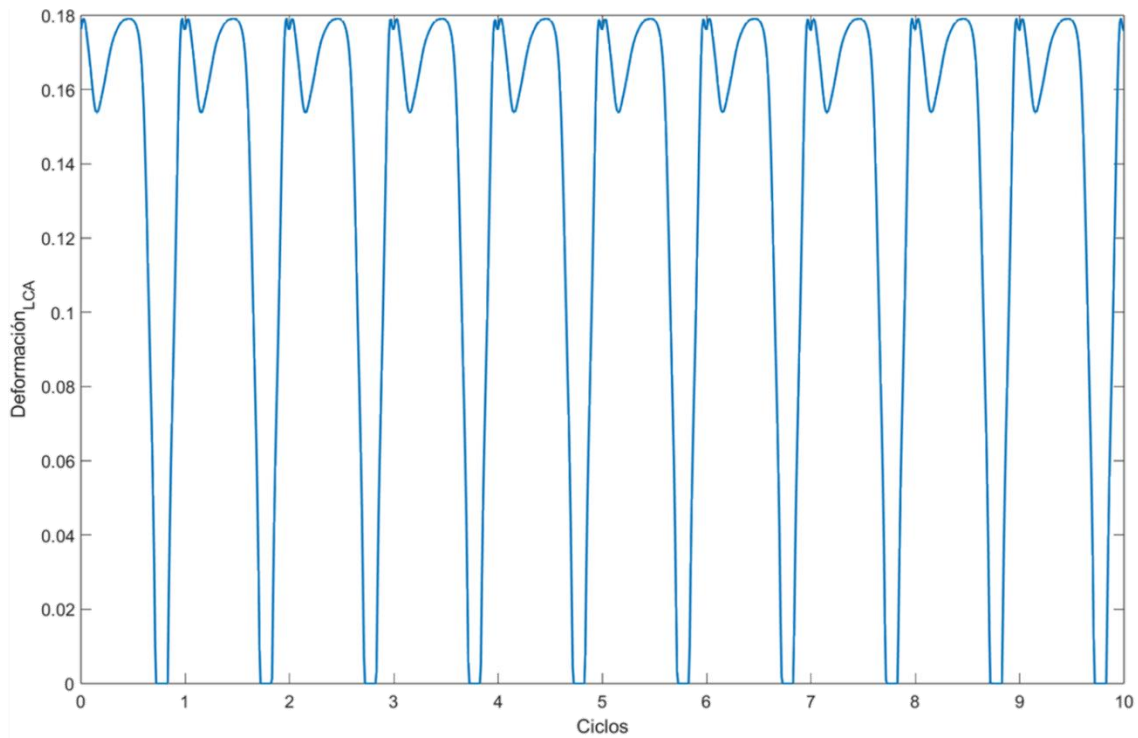


Figura 6.19 Deformación unitaria del LCA durante múltiples ciclos de carga de caminata a 1 Hz

Como parte del análisis por fatiga, se resolvió la ecuación (6.5) de daño acumulado previamente descrita en la sección 6.1, incorporando la actualización del módulo de Young y del esfuerzo último en función de la tensión y la frecuencia de carga. Esta metodología permitió estimar el tiempo de ruptura del LCA bajo condiciones de caminata, considerando la calibración seleccionada descrita en la sección anterior.

En la Figura 6.20 se presenta la relación entre la frecuencia de carga (Hz) y el tiempo estimado de ruptura del LCA (en horas). Se observa que a frecuencias bajas el tiempo de ruptura es considerablemente mayor, mientras que, al aumentar la frecuencia, este tiempo disminuye de forma acelerada hasta estabilizarse. Este comportamiento refleja la sensibilidad del tejido ligamentoso a la carga cíclica y su degradación progresiva bajo condiciones dinámicas más exigentes.

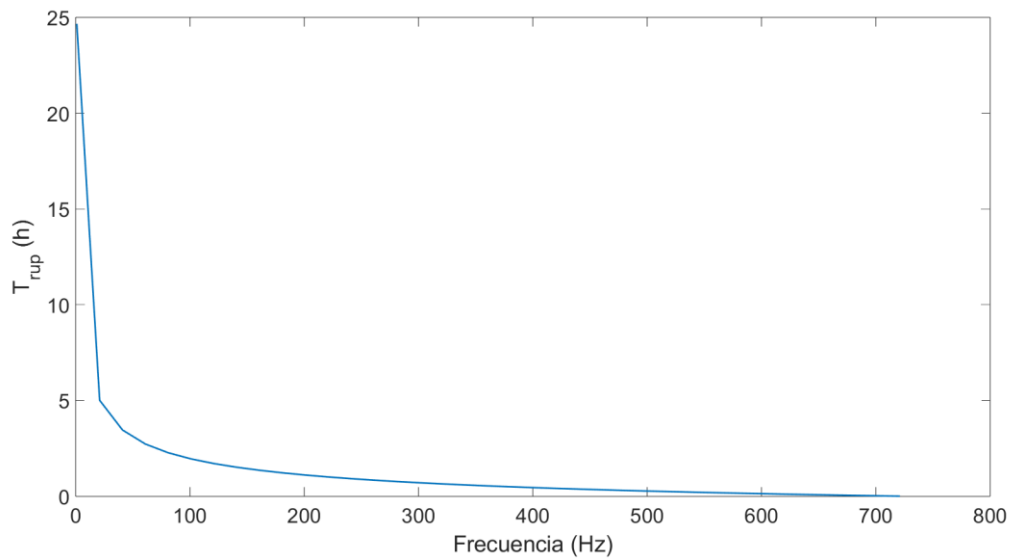


Figura 6.20 Tiempo de ruptura del LCA en función de la frecuencia de carga durante la caminata

En el estudio de fatiga del ligamento cruzado anterior (LCA), es importante analizar cómo varía la cantidad de ciclos de carga hasta la ruptura en función de la frecuencia de carga. Este análisis permite identificar patrones de comportamiento que han sido reportados en la literatura y que están relacionados con la evolución de las propiedades mecánicas del tejido bajo condiciones dinámicas. En la Figura 6.21 se observa que, a frecuencias bajas, el número de ciclos de carga hasta la ruptura tiende a incrementarse, alcanzando un punto máximo, tras el cual comienza a disminuir conforme la frecuencia continúa aumentando. Este comportamiento no lineal puede explicarse por la relación entre el esfuerzo último a la tensión y el módulo de Young: inicialmente, el esfuerzo último crece más rápidamente que el módulo de Young, lo que incrementa la capacidad del ligamento para resistir ciclos de carga. Sin embargo, a frecuencias más altas, ambos parámetros tienden a estabilizarse o incluso a degradarse, reduciendo la resistencia del tejido y, por ende, el número de ciclos hasta la falla [112].

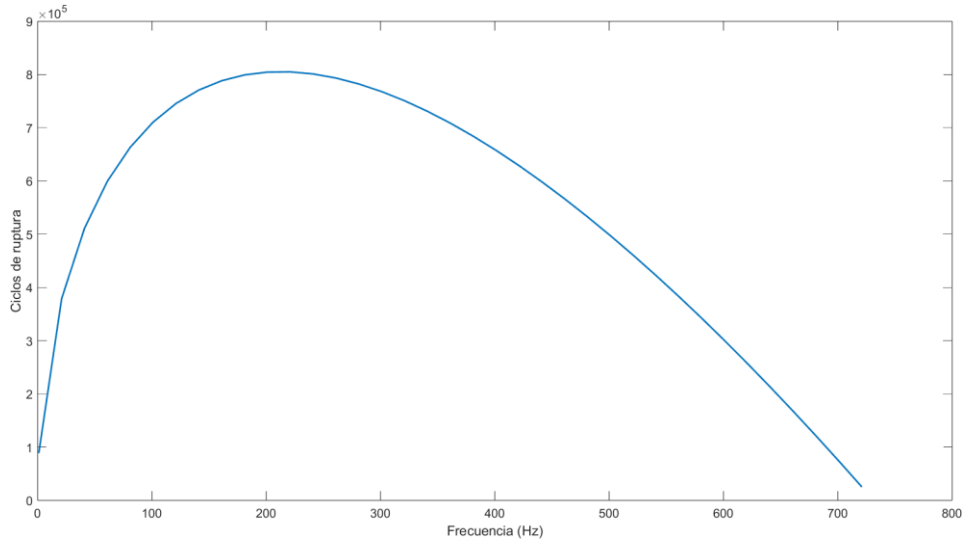


Figura 6.21 Comportamiento de los ciclos de ruptura del LCA en función de la frecuencia de carga

6.3.2 Flexión – Extensión

Con el objetivo de analizar el comportamiento del LCA bajo condiciones controladas, se modeló un movimiento de flexión-extensión simple de la articulación de la rodilla. Este tipo de movimiento representa una oscilación armónica idealizada que permite estudiar la respuesta mecánica del ligamento sin la complejidad de patrones de marcha más elaborados. Para ello, se utilizó una función cosenoidal que describe la variación angular de la rodilla en el tiempo, definida como:

$$\theta_k = 32 \cos(2\pi ft) \quad (6.25)$$

donde θ_k es el ángulo de flexión de la rodilla en grados, f es la frecuencia de carga y t es el tiempo en segundos. Esta formulación permite simular un ciclo de flexión-extensión completo de forma periódica, facilitando el análisis de la deformación y esfuerzo en el LCA bajo condiciones dinámicas simples.

Como parte del análisis biomecánico del LCA, se implementó un modelo de movimiento de flexión-extensión simple de la rodilla. Se substituyó $f = 1$ Hz en la ecuación (6.25) y se obtuvo el comportamiento en un ciclo de movimiento el cual se muestra en la Figura 6.22 en función del tiempo.

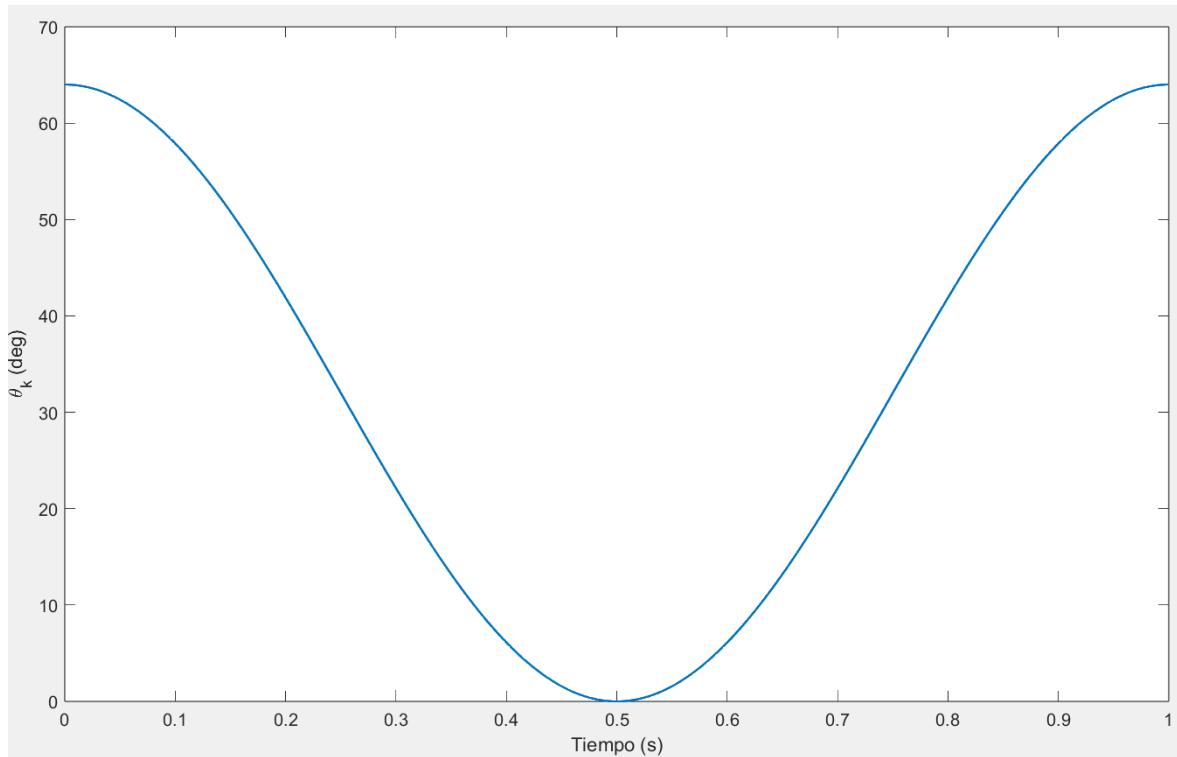


Figura 6.22 Variación del ángulo de flexión de la rodilla en un ciclo de flexión-extensión a 1 Hz

Una vez definido el movimiento de flexión-extensión simple, se procedió a evaluar la respuesta mecánica del LCA bajo dicha condición. Este análisis permite observar cómo varían tanto la fuerza interna como la deformación unitaria del ligamento a lo largo del tiempo, lo cual es fundamental para comprender su comportamiento dinámico ante cargas cíclicas. En la Figura 6.23, en la gráfica superior se muestra la evolución de la fuerza interna en el LCA (en Newtons) como función del tiempo, mientras que en la gráfica inferior se presenta la deformación unitaria del ligamento en el mismo intervalo temporal. Ambas señales reflejan un comportamiento periódico, coherente con el movimiento armónico impuesto a la articulación. Este tipo de análisis permite identificar los puntos de máxima carga y deformación, así como evaluar la sincronía entre ambos parámetros durante el ciclo de movimiento.

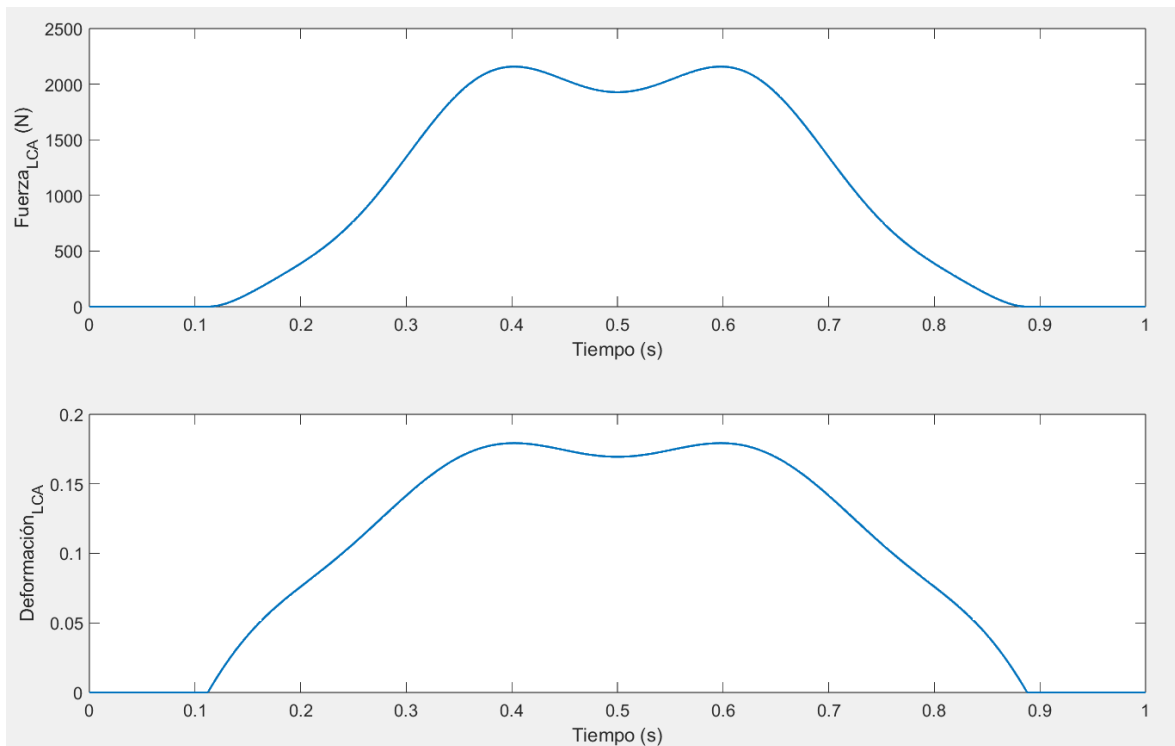


Figura 6.23 Fuerza y deformación del LCA durante un ciclo de flexión-extensión simple a 1 Hz

Para evaluar la resistencia del LCA bajo condiciones de flexión-extensión simple, se replicó el patrón de deformación generado por el movimiento armónico en múltiples ciclos. Esta representación permite establecer la base para un análisis por fatiga, en el cual se podrá estimar el tiempo de vida útil del ligamento ante cargas repetitivas asociadas a esta actividad. En la Figura 6.24 se muestra la evolución de la deformación unitaria del LCA a lo largo de 10 ciclos consecutivos, generados por el movimiento de flexión-extensión a una frecuencia de 1 Hz. La señal periódica refleja la respuesta del ligamento ante cargas cíclicas constantes, lo cual es esencial para el análisis de daño acumulado y la predicción del tiempo de ruptura bajo condiciones dinámicas repetitivas.

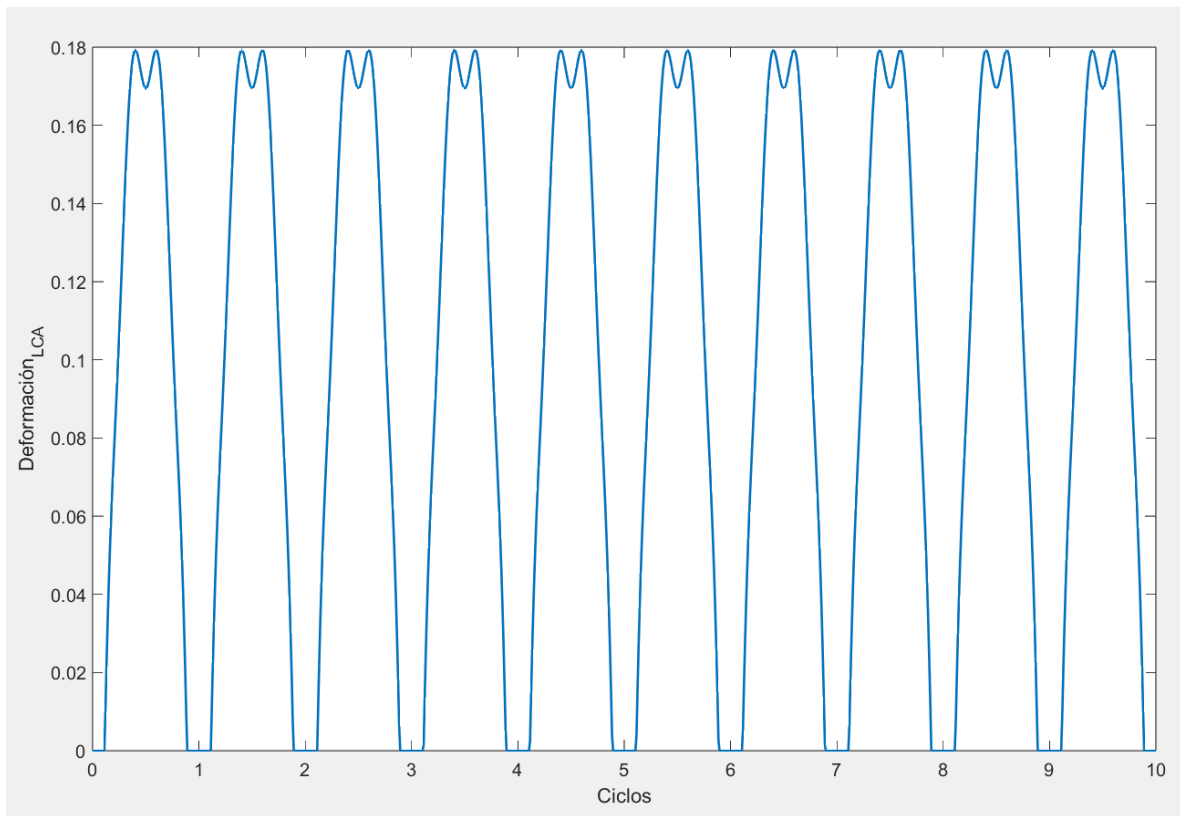


Figura 6.24 Deformación unitaria del LCA durante 10 ciclos de flexión-extensión simple

Una vez modelado el movimiento de flexión-extensión simple, se procedió a estimar el tiempo de ruptura del LCA bajo diferentes frecuencias de carga. Este análisis permite evaluar la sensibilidad del tejido ligamentoso ante variaciones en la velocidad del movimiento, lo cual es relevante para entender su comportamiento en actividades físicas de distinta intensidad. En la Figura 6.25 se presenta la evolución del tiempo de ruptura del LCA (en horas) conforme se incrementa la frecuencia de carga. Se observa una disminución pronunciada del tiempo de vida útil del ligamento a medida que la frecuencia aumenta, seguida de una tendencia a estabilizarse en frecuencias más altas. Este comportamiento refleja la mayor acumulación de daño por unidad de tiempo en condiciones de carga más rápida, lo cual es consistente con los principios de la mecánica de fatiga en tejidos blandos [112].

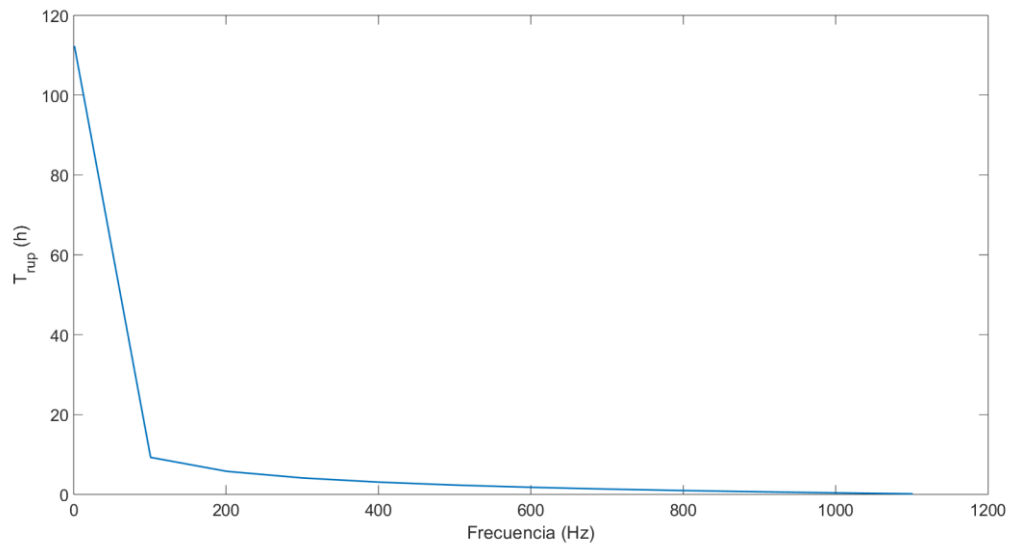


Figura 6.25 Tiempo de ruptura del LCA en función de la frecuencia de carga durante flexión-extensión simple

Al igual que en el análisis realizado para la actividad de caminata, se evaluó el número de ciclos de ruptura del LCA como función de la frecuencia de carga, ahora bajo el movimiento de flexión-extensión simple. Este enfoque permite comparar la resistencia del tejido ante diferentes patrones de carga dinámica y verificar la consistencia del modelo de fatiga empleado. En la Figura 6.26 se observa una tendencia similar a la obtenida en la caminata: el número de ciclos de ruptura aumenta inicialmente con la frecuencia, alcanzando un valor máximo alrededor de los 200 Hz, para luego disminuir progresivamente conforme la frecuencia continúa incrementándose. Este comportamiento no lineal puede atribuirse a la relación entre el esfuerzo último y el módulo de Young, así como a la acumulación de daño acelerada en frecuencias elevadas. La consistencia entre ambos análisis refuerza la validez del modelo de fatiga utilizado para predecir la vida útil del LCA bajo distintas condiciones de carga.

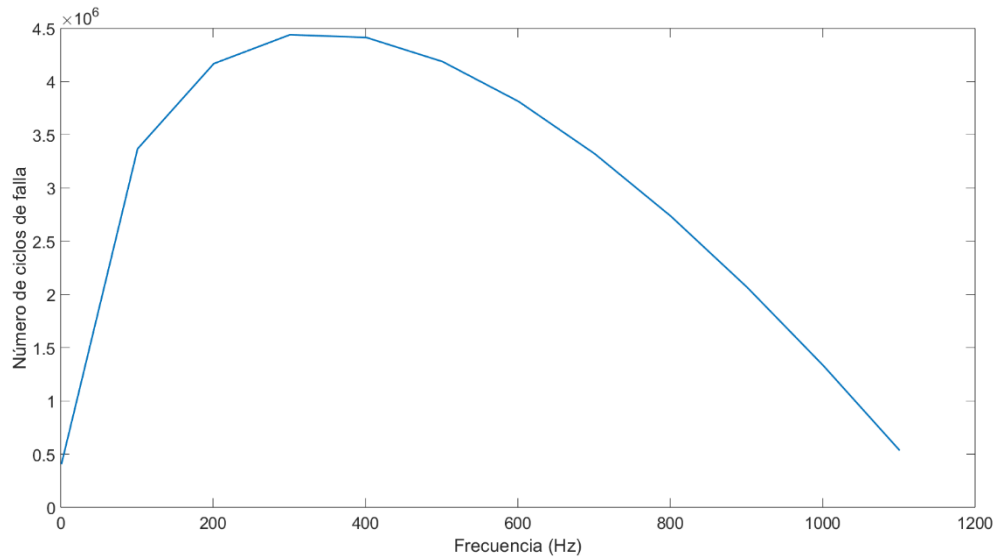


Figura 6.26 Ciclos de ruptura del LCA en función de la frecuencia de carga durante flexión-extensión simple

6.3.3 Análisis del tiempo de ruptura y ciclos entre actividades

Para comprender mejor el efecto del tipo de movimiento sobre la resistencia del LCA, se comparó el tiempo de ruptura estimado bajo dos condiciones distintas: caminata y flexión-extensión simple. Esta comparación permite identificar cómo la complejidad del patrón de carga influye en la acumulación de daño y, por ende, en la vida útil del tejido ligamentoso. En la Figura 6.27 se observa que el tiempo de ruptura del LCA es consistentemente menor durante la caminata en comparación con el movimiento de flexión-extensión simple. Esta diferencia puede atribuirse al patrón de fuerza más variable que se presenta durante la caminata. Al analizar el comportamiento de la fuerza en esta actividad, se identifican múltiples picos dentro de un mismo ciclo, lo que sugiere una mayor cantidad de daño acumulado por ciclo. En contraste, el movimiento de flexión-extensión simple, al estar definido por una función armónica regular, genera un patrón de carga más uniforme, lo que reduce la tasa de daño acumulado y prolonga el tiempo de vida del ligamento.

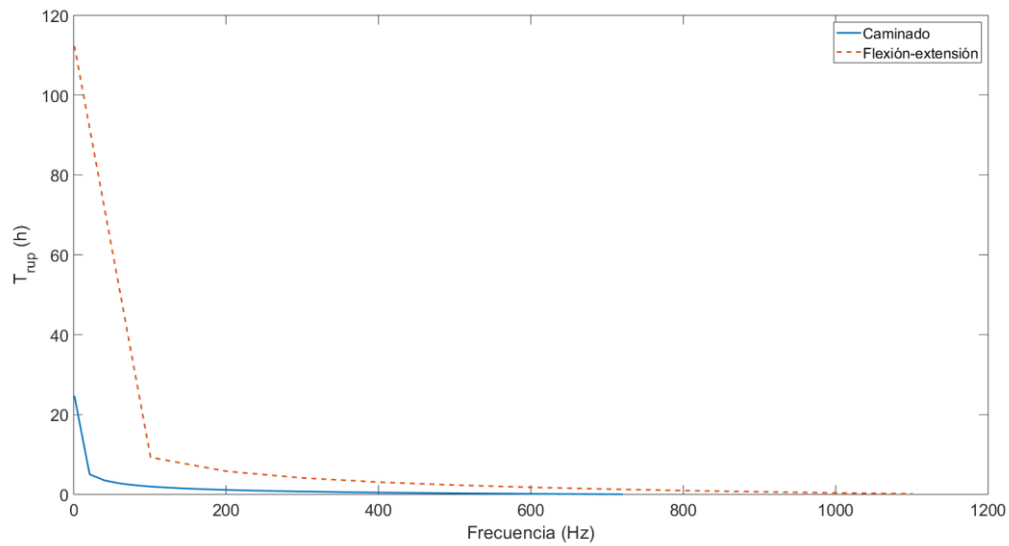


Figura 6.27 Comparación del tiempo de ruptura del LCA en caminata y flexión-extensión simple según la frecuencia de carga

Para establecer una comparación más completa entre actividades, se normalizó el tiempo de ruptura del LCA con respecto al valor obtenido durante la caminata a una frecuencia de 1 Hz. Esta normalización permite evaluar el riesgo relativo de lesión a lo largo de un rango amplio de frecuencias, utilizando como referencia una condición funcional y moderada. De esta manera, se puede cuantificar qué tan demandante es una actividad en relación con una situación cotidiana como caminar a ritmo normal.

A lo largo del espectro de frecuencias analizado, en la Figura 6.28 se observa que el tiempo de ruptura normalizado es consistentemente mayor en el caso de la flexión-extensión simple en comparación con la caminata. Esto indica que, en términos relativos, la caminata representa un mayor riesgo de daño acumulado por unidad de tiempo. En particular, a 1 Hz el tiempo de ruptura durante la flexión-extensión es aproximadamente 1.6 veces mayor que el de la caminata, lo que refuerza la idea de que esta última impone una carga más severa sobre el LCA. Además, se aprecia que, aunque ambas curvas decrecen con la frecuencia, la caminata lo hace de forma más pronunciada, lo que sugiere una mayor sensibilidad al aumento de frecuencia en esta actividad. Esta representación permite cuantificar de forma clara y objetiva el peligro relativo de distintas tareas físicas, tomando como base una condición de referencia biomecánicamente significativa.

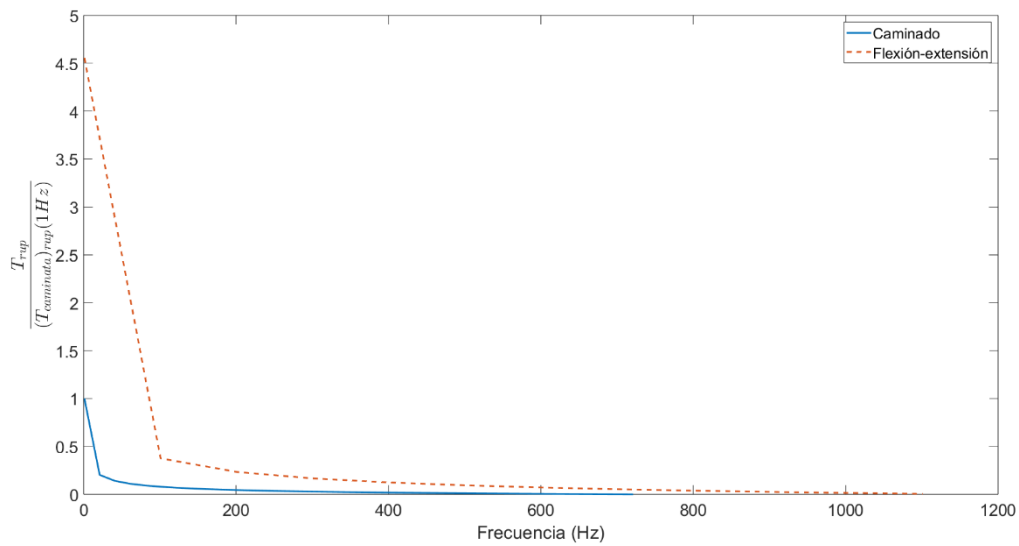


Figura 6.28 Tiempo de ruptura normalizado del LCA en caminata y flexión-extensión simple respecto a caminata a 1 Hz

Además del análisis del tiempo de ruptura, resulta relevante comparar el número de ciclos que el LCA puede soportar antes de fallar bajo diferentes tipos de movimiento. Esta métrica permite evaluar la resistencia del tejido desde una perspectiva acumulativa, considerando cuántas repeticiones de una actividad puede tolerar antes de alcanzar su límite estructural. En la Figura 6.29 se presenta la evolución del número de ciclos de ruptura del LCA en función de la frecuencia de carga para dos actividades: caminata y flexión-extensión simple. A lo largo del espectro de frecuencias, se observa que la flexión-extensión permite un mayor número de ciclos antes de la falla en comparación con la caminata. Esta diferencia es consistente con los resultados obtenidos en el análisis del tiempo de ruptura y refuerza la conclusión de que la caminata representa una actividad más demandante para el LCA, probablemente debido a un patrón de carga más variable y con mayores picos de esfuerzo por ciclo, lo que incrementa el daño acumulado.

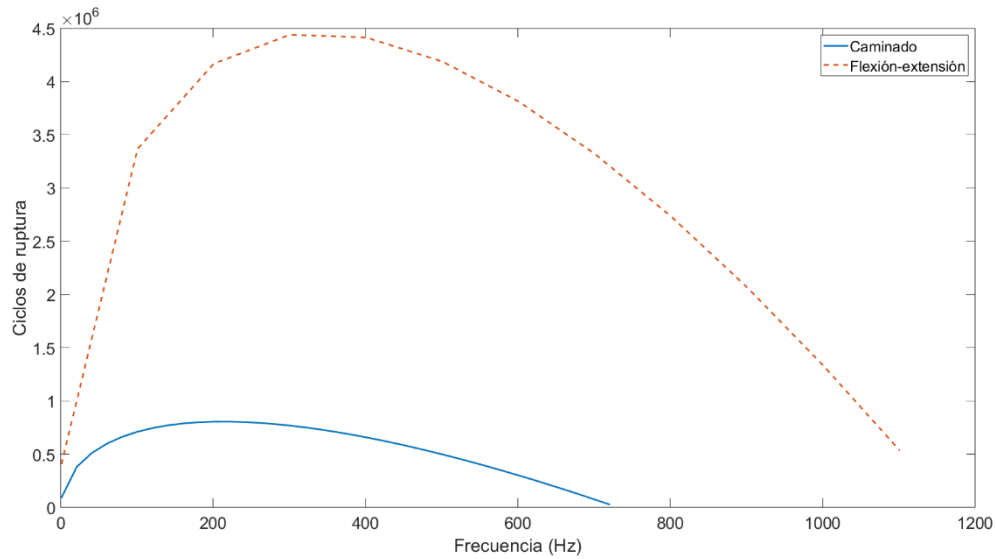


Figura 6.29 Comparación del número de ciclos de ruptura del LCA en caminata y flexión-extensión simple

6.3.4 Aterrizaje a dos piernas

Pasando al modelo de interés en la actividad de aterrizaje a dos piernas, se realizó el análisis del tiempo de ruptura y ciclos de vida en una posición inicial al aterrizaje que se ha catalogado como insegura, según el análisis previo. Esta postura se cataloga así porque propicia a que el cuerpo se acerca a la vertical y los pies muy cercanos a ser completamente horizontales. En la Figura 6.30 se muestra el modelo de aterrizaje utilizado para el análisis, así como los valores de orientación angular que se eligieron para representar esta postura insegura.

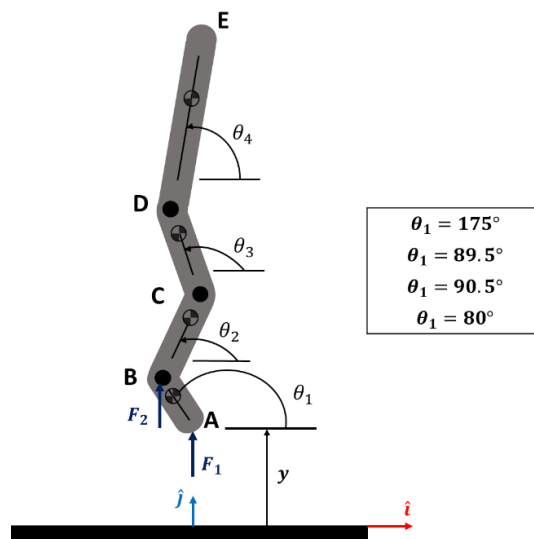


Figura 6.30 Posición insegura

Para evaluar el aterrizaje a dos piernas se consideró la variación de tres parámetros principales: la altura de caída H , la rigidez articular k_j y la rigidez superficial k_s . Estos parámetros se analizaron dentro del mismo rango de valores (70% a 130%) empleado previamente en el análisis de sensibilidad del capítulo 4.

El salto se modeló con un periodo de 1 segundo, equivalente a una frecuencia de 1 Hz. A partir de este modelo se obtuvo el comportamiento de velocidad y deformación del ligamento en esa condición. Posteriormente, dicho comportamiento se escaló a frecuencias mayores, bajo la suposición de que se producirían más saltos por segundo. Cabe mencionar que la variación del ángulo de rodilla se mantuvo constante en todos los casos; lo único que se modificó fue la frecuencia, es decir, el número de saltos por segundo.

En la Figura 6.31 se presenta el efecto de la variación individual de los parámetros —altura de caída, rigidez articular y rigidez superficial— sobre el tiempo de ruptura del ligamento. El eje horizontal corresponde a la frecuencia en Hertz, mientras que el eje vertical representa el tiempo de ruptura en horas. Además de las curvas asociadas a cada parámetro, se incluyen las curvas de referencia de la caminata y de la flexión-extensión, junto con la curva de la posición de referencia sin variación de altura, rigidez articular ni superficial. Esta integración permite comparar directamente cómo se comporta el ligamento bajo condiciones inseguras frente a actividades cotidianas y frente a la condición de referencia, ofreciendo un panorama más completo del efecto de la frecuencia en la durabilidad del tejido.

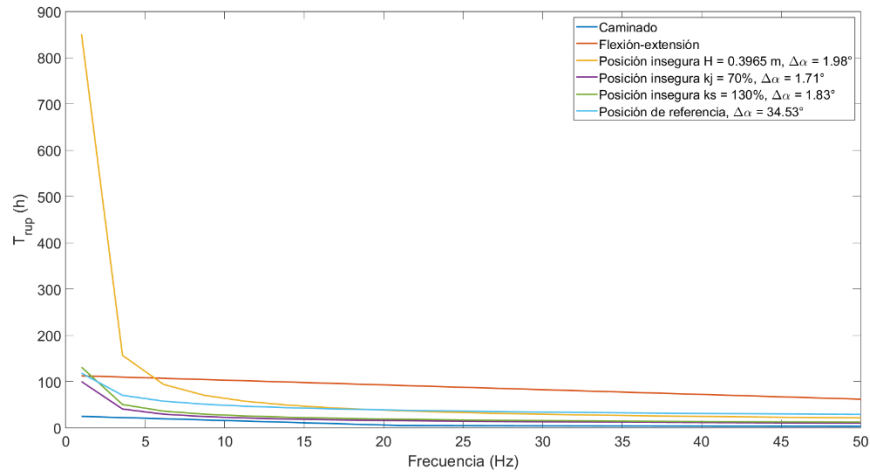


Figura 6.31 Tiempo de ruptura del ligamento en función de la frecuencia, considerando la variación individual de altura de caída, rigidez articular y rigidez superficial, junto con las curvas de caminata, flexión-extensión y posición de referencia.

En la Figura 6.32 se muestran los mismos resultados del análisis, pero expresados de manera normalizada respecto al tiempo de ruptura de la caminata a 1 Hz. El eje horizontal corresponde nuevamente a la frecuencia, mientras que el eje vertical representa la razón entre el tiempo de ruptura de cada condición y el de la caminata. Esta representación permite comparar de forma relativa el efecto de la variación de altura, rigidez articular y rigidez superficial, junto con las curvas de referencia de caminata, flexión-extensión y posición de referencia.

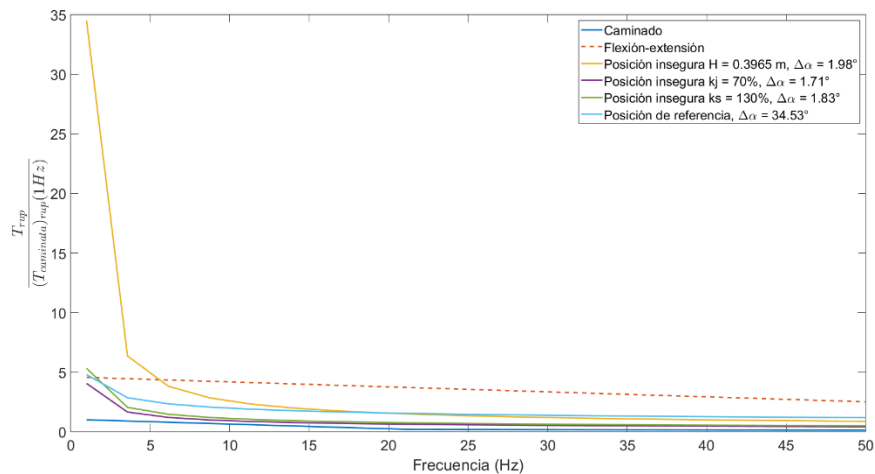


Figura 6.32 Resultados normalizados del tiempo de ruptura del ligamento en función de la frecuencia, considerando la variación de parámetros de altura, rigidez articular y rigidez superficial, junto con las curvas de caminata, flexión-extensión y posición de referencia.

Al normalizar los resultados respecto del tiempo de ruptura de la caminata a 1 Hz, las diferencias entre condiciones se vuelven más evidentes. La caminata se mantiene como referencia, mientras que la flexión-extensión presenta tiempos de ruptura mayores, lo que indica una mayor resistencia del ligamento. Las posiciones inseguras muestran comportamientos variables: algunas presentan valores elevados a bajas frecuencias, pero disminuyen rápidamente conforme la frecuencia aumenta, reflejando una degradación acelerada del ligamento. La posición de referencia se mantiene estable y cercana a la caminata. En conjunto, la Figura 6.32 evidencia que la frecuencia de repetición de los saltos es un factor determinante en la durabilidad del ligamento.

El análisis anterior resulta limitado porque no evalúa directamente el salto, sino que parte de un modelo a 1 Hz y lo escala a distintas frecuencias. Para aproximarse mejor a la realidad, se consideró ahora un periodo de salto y recuperación de 200 ms, de acuerdo con lo reportado en la literatura [72], [74], lo que corresponde a una frecuencia constante de 5 Hz (cinco saltos por segundo).

En este nuevo escenario se variaron los parámetros de entrada —altura de caída, rigidez articular y rigidez superficial— dentro del rango de 70% a 130%. Además, se monitoreó la diferencia en el ángulo de flexión de la rodilla y la velocidad de deformación del LCA durante cada ciclo de salto y recuperación. Con ello, se obtiene una visión más precisa del comportamiento del ligamento bajo condiciones dinámicas, en contraste con el modelo escalado del análisis previo.

La Figura 6.33 muestra el tiempo de ruptura del ligamento al variar los parámetros de entrada, normalizado respecto al tiempo de ruptura a 1 Hz. En el eje horizontal se representa la variación relativa de cada parámetro y en el eje vertical el tiempo de ruptura. Se observa que, conforme el ángulo de flexión de la rodilla ($\Delta\alpha$) y la velocidad de deformación del LCA (v_{LCA}) aumentan, disminuye el tiempo de ruptura, lo que refleja una mayor exigencia mecánica sobre el tejido.

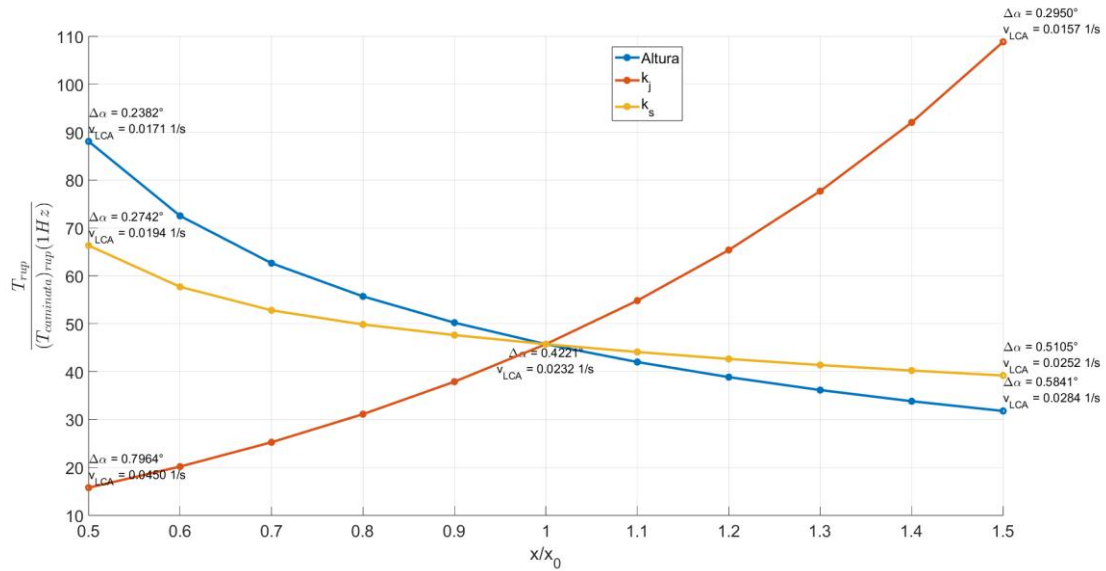


Figura 6.33 Tiempo de ruptura normalizado del LCA en función de la frecuencia relativa de salto para variaciones de altura, rigidez articular y rigidez superficial, considerando una **posición insegura**, y normalizado respecto a la caminata a 1 Hz

La Figura 6.34, correspondiente al nuevo análisis, se construye a partir de la pose base utilizada a lo largo del trabajo y cuyas condiciones iniciales se detallan en las Tabla 3.1 y Tabla 3.3. A diferencia de la posición insegura, aquí se parte de un escenario estable y representativo, sobre el cual se aplican las variaciones de altura de caída, rigidez articular y rigidez superficial en el rango de 70% a 130%.

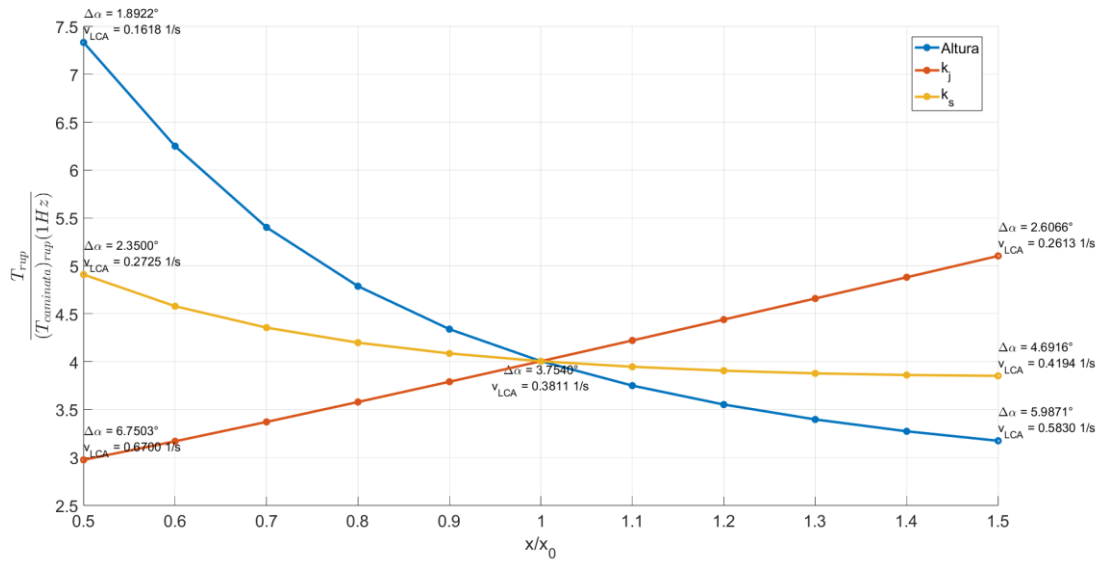


Figura 6.34 Tiempo de ruptura normalizado del LCA en función de la frecuencia relativa de salto para variaciones de altura, rigidez articular y rigidez superficial, **evaluado en la posición de referencia** y normalizado respecto a la caminata a 1 Hz

La comparación entre la Figura 6.33 de la posición insegura y la Figura 6.34 de la posición de referencia revela un resultado interesante y contraintuitivo: la pose base resulta ser más peligrosa. Aunque se esperaría que la posición insegura incrementara el riesgo, lo que se observa es que en la posición de referencia la diferencia de ángulo de flexión de la rodilla y la velocidad de deformación del LCA aumentan de manera más marcada.

Dado que el ligamento es un material viscoelástico, su comportamiento depende tanto de la magnitud de la deformación como de la velocidad con la que esta ocurre. En la posición de referencia, el cambio mayor en el ángulo de flexión implica una deformación más intensa del ligamento, lo que se traduce en un esfuerzo superior y, por lo tanto, en un mayor riesgo de ruptura.

6.4 Análisis y discusión del modelo de Daño Acumulado Mecánico aplicado en esfuerzos por fatiga

La frecuencia del movimiento se confirma como una variable crítica en la durabilidad del LCA. Los resultados muestran que, al aumentar la frecuencia, el tiempo de ruptura disminuye de manera pronunciada. Este comportamiento responde con la naturaleza viscoelástica del ligamento, ya que el esfuerzo es función tanto de la deformación como de la velocidad con que ésta ocurre [47], [114], [115]. Un mayor número de saltos por segundo (frecuencia) implica mayores velocidades de deformación [116], lo que incrementa el módulo de Young y por ende el esfuerzo interno del

ligamento [117], [118]. Lo anterior, señala que el LCA puede fallar bajo cargas aplicadas de manera repetitiva y no solo ante movimientos súbitos como se menciona en la literatura [100], [101], lo cual refuerza la idea de que la lesión del LCA no debe de interpretarse únicamente como un evento agudo, sino también como el resultado de un proceso acumulativo inducido por la repetición del movimiento [26].

La comparación entre las distintas actividades analizadas —caminata, flexión-extensión simple y aterrizaje a dos piernas— evidencia que el tipo de patrón de carga tiene un efecto determinante en la durabilidad del LCA. Los resultados muestran que la caminata presenta tiempos de ruptura menores y un número reducido de ciclos a la falla en comparación con la flexión-extensión simple, a pesar de tratarse de una actividad de baja intensidad. Este comportamiento puede atribuirse a la naturaleza no armónica de la caminata, en la cual el LCA experimenta múltiples picos de carga dentro de un mismo ciclo, lo que favorece una mayor acumulación de daño por repetición [119], [120]. En contraste, el movimiento de flexión-extensión simple genera un patrón de carga periódico y regular, que induce una tasa de daño más uniforme y, en consecuencia, mayores tiempos de ruptura y número de ciclos antes de la falla.

En el caso del aterrizaje a dos piernas, los resultados deben interpretarse considerando la metodología de escalamiento empleada, en la cual el movimiento se define a una frecuencia de 1 Hz y posteriormente se incrementa la frecuencia, lo que conlleva un aumento en la velocidad de deformación del LCA. Si bien la orientación angular del ligamento no varía durante el movimiento, el incremento de la frecuencia induce mayores velocidades de deformación. Como consecuencia, el tiempo de ruptura disminuye de manera significativa conforme aumenta el número de saltos por segundo, alcanzando valores inferiores a los observados durante la caminata a 1 Hz. Este comportamiento concuerda con lo reportado en la literatura, donde se ha demostrado que incrementos en la tasa de deformación incrementan la rigidez ligamentosa y aceleran los procesos de daño acumulado, aun cuando la cinemática global del movimiento no se modifique sustancialmente [26], [60].

En la literatura se ha documentado ampliamente que aterrizajes con bajos ángulos de flexión de rodilla se asocian con un mayor riesgo de lesión del LCA, particularmente debido a una menor capacidad de la musculatura para disipar la energía del impacto, y a un aumento de las fuerzas de reacción del suelo [13], [16], [23], [101], [121]. Bajo estas condiciones cercanas a la

vertical, el contacto óseo ocurre de manera más abrupta, generando impulsos elevados que incrementan de forma significativa la velocidad de deformación del ligamento [99].

Por otro lado, diversos estudios han señalado que, bajo determinadas condiciones, aterrizajes con mayores ángulos de flexión de rodilla también pueden asociarse con un incremento en el riesgo de lesión del LCA [32], [107]. En estos estudios, se menciona que un aumento considerable en el momento de rodilla puede provocar daño en el LCA. Este efecto se intensifica cuando la velocidad de flexión de la rodilla aumenta, ya que el momento de reacción también lo hace. En el modelo propuesto se observa este comportamiento, al mantener un mismo tiempo promedio de salto y recuperación, la velocidad angular de flexión aumenta y, en consecuencia, el momento articular se eleva, tal como se reporta en la literatura [32], [117], [122].

Los resultados de este estudio, en línea con la literatura, van más allá de la biomecánica descriptiva y señalan principios claros para prevenir lesiones. La clave no es solo la postura del atleta al caer, sino la velocidad a la que se carga la articulación y la frecuencia con la que se repite ese impacto. El ligamento, por su naturaleza viscoelástica, se vuelve más rígido cuando se estira rápidamente, lo que acelera su fatiga y daño acumulativo, aunque el movimiento global sea el mismo.

Esta perspectiva sugiere que, para los programas de prevención, abordar únicamente la "mejora de la técnica de aterrizaje" —es decir, la postura al momento del contacto con el suelo— no es suficiente. Las estrategias podrían orientarse hacia tres objetivos concretos: primero, gestionar la carga acumulativa limitando las secuencias de aterrizajes consecutivos de alta intensidad, tal como se ha señalado en la literatura [123]; segundo, priorizar una absorción muscular activa y eficiente, para que sea la musculatura —y no el ligamento— el principal amortiguador del impacto [101]; y tercero, entrenar un patrón de flexión de rodilla coordinado y oportuno que suavice la transferencia de carga hacia la articulación, permitiendo una disipación temprana de energía y evitando que el LCA soporte picos de tensión a altas velocidades de deformación [124].

Capítulo 7 Conclusiones

7.1 Conclusiones generales

En esta tesis se desarrolló e implementó un modelo dinámico musculoesquelético para evaluar la influencia de condiciones intrínsecas y extrínsecas en la carga articular de la rodilla y en el riesgo de lesión del ligamento cruzado anterior (LCA) durante tareas dinámicas, con especial énfasis en el aterrizaje a dos piernas. El modelo propuesto permitió analizar de forma sistemática el efecto de la postura, la rigidez articular, la altura de caída, la rigidez superficial y la frecuencia del movimiento, proporcionando una herramienta computacionalmente eficiente para el estudio biomecánico de patrones dinámicos humanos.

Los resultados del análisis de sensibilidad desarrollado en el Capítulo 4 mostraron que la postura de aterrizaje es el parámetro con mayor influencia en la carga articular de la rodilla. En particular, se observó que ángulos de flexión de rodilla muy pequeños, cercanos a una configuración vertical al momento del impacto, conducen a incrementos significativos en la fuerza de reacción articular, lo que sugiere un mayor riesgo de lesión de la rodilla. Asimismo, se identificó que mayores ángulos de flexión de rodilla generan incrementos en el momento articular de reacción. En cuanto a las condiciones extrínsecas, la altura de caída se consolidó como el parámetro más influyente, mientras que la rigidez articular y la rigidez de contacto de la superficie mostraron efectos significativos sobre la carga de la rodilla.

Por otra parte, el análisis de daño presentado en el Capítulo 6 permitió profundizar en los mecanismos asociados al riesgo de lesión del LCA, identificando nuevamente la postura de aterrizaje como el factor más crítico. Sin embargo, desde una perspectiva diferente, los resultados indicaron que las configuraciones que permiten mayores rangos de flexión de rodilla pueden inducir incrementos en la velocidad angular de flexión, lo que se traduce en mayores velocidades de deformación del LCA y en un aumento de la deformación de éste. Debido al carácter viscoelástico del tejido, este incremento en la tasa de deformación conduce a mayores esfuerzos internos y a una reducción del tiempo de ruptura del ligamento. Adicionalmente, se determinó que una baja rigidez articular constituye el segundo factor más relevante, lo que puede interpretarse como una disipación muscular deficiente por parte del cuádriceps y los isquiotibiales, favoreciendo la transferencia de carga hacia el LCA. Por su parte, la altura de caída mostró un efecto predecible sobre la demanda estructural, mientras que la rigidez superficial presentó una influencia menor,

aunque es capaz de modificar la velocidad angular de flexión de la rodilla durante el contacto con el suelo.

Es importante destacar que, aunque los resultados de los análisis de sensibilidad y de daño del ligamento puedan parecer contradictorios a primera vista, ambos son coherentes dentro del marco metodológico de cada análisis y reflejan la coexistencia de distintos mecanismos de carga. Mientras que el análisis de sensibilidad enfatiza mecanismos dominados por picos elevados de fuerza articular asociados a posturas cercanas a la vertical durante el impacto, el análisis de daño del ligamento resalta mecanismos gobernados por la cinemática del movimiento, particularmente por el rango de flexión y la velocidad angular de la rodilla, que conducen a elevadas tasas de deformación del LCA. La discrepancia observada entre ambos estudios puede atribuirse, en parte, a la simplicidad del modelo empleado, el cual no incorpora explícitamente fenómenos de impacto óseo ni una representación completa de la cinética articular. En este sentido, los resultados obtenidos no deben interpretarse como contradictorios, sino como complementarios, aportando una visión integrada del riesgo de lesión del LCA desde diferentes mecanismos biomecánicos.

En conjunto, los hallazgos de esta tesis refuerzan la idea de que el riesgo de lesión del LCA no puede atribuirse a un único factor, sino a la interacción entre la postura de aterrizaje, la cinemática del movimiento, la rigidez articular, la altura de caída y las propiedades viscoelásticas del tejido. Estos resultados aportan una base mecanicista sólida que puede contribuir al desarrollo de estrategias de entrenamiento y prevención de lesiones basadas en el control dinámico del movimiento, más allá de la evaluación de la postura estática inicial.

En este trabajo se desarrolló una metodología estructurada en tres etapas que integra un modelo dinámico de aterrizaje a dos piernas, un modelo geométrico de rodilla y un modelo de daño continuo mecánico dependiente de la velocidad de deformación del ligamento, la cual se describe de manera gráfica en la Figura 1.1. Esta integración permitió vincular parámetros cinemáticos globales del movimiento con variables mecánicas locales del LCA, tales como deformación, esfuerzo y evolución del daño acumulado, hasta estimar el tiempo de ruptura del tejido.

La principal aportación de esta metodología radica en que establece un marco sistemático para evaluar el riesgo de lesión a partir de un movimiento de referencia, comparando el tiempo característico de falla del ligamento con el tiempo propio de la tarea motriz analizada. Bajo esta perspectiva, el enfoque propuesto no se limita al aterrizaje a dos piernas, sino que puede extenderse a futuros movimientos deportivos o actividades funcionales, permitiendo cuantificar cómo

variaciones en la postura, condiciones iniciales o parámetros biomecánicos modifican la respuesta mecánica del LCA.

De este modo, la metodología constituye una herramienta potencial para identificar configuraciones cinemáticas críticas, estimar niveles relativos de riesgo y generar información cuantitativa relevante sobre la incidencia de determinados patrones de movimiento en la lesión del ligamento cruzado anterior. Esto abre la posibilidad de emplear el modelo como base para estrategias de prevención orientadas al control de variables intrínsecas y extrínsecas que influyen en la carga ligamentaria.

7.2 Limitaciones del estudio

A pesar de los aportes realizados, el presente trabajo presenta ciertas limitaciones que deben ser consideradas al interpretar los resultados. En primer lugar, el modelo geométrico de rodilla empleado se limita al análisis en el plano sagital y considera únicamente la flexión articular, sin incorporar la cinética completa del sistema ni los efectos asociados al impacto entre estructuras óseas, los cuales han sido reportados como mecanismos relevantes en determinados escenarios de lesión del LCA.

Asimismo, la representación muscular se realizó mediante un esquema viscoelástico simplificado de tipo Kelvin–Voigt, lo que restringe la capacidad del modelo para capturar fenómenos más complejos de disipación de energía, como la activación neuromuscular dependiente del tiempo, la interacción músculo–tendón y la contribución específica del tendón durante el aterrizaje. Estas simplificaciones, si bien permiten un bajo costo computacional y facilitan el análisis paramétrico, limitan la evaluación de mecanismos neuromusculares más avanzados.

Finalmente, los resultados deben interpretarse dentro del contexto del enfoque mecanicista adoptado, el cual prioriza el análisis de la velocidad de deformación y la respuesta viscoelástica del ligamento, sin considerar factores adicionales como la variabilidad intersujeto, la fatiga muscular o estrategias activas de control neuromuscular.

7.3 Trabajo a futuro

Como trabajo futuro, se propone el desarrollo de modelos intermedios que mantengan un bajo costo computacional, pero que incorporen un mayor grado de complejidad mecánica y fisiológica. En particular, la integración de modelos musculares más avanzados, como el modelo de Hill con información electromiográfica o el modelo de Poynting–Thomson, que contempla

explícitamente la acción del tendón, permitiría una descripción más precisa de la transferencia y disipación de energía durante tareas dinámicas.

Adicionalmente, se plantea la aplicación del modelo geométrico de rodilla propuesto a distintas actividades funcionales, tales como la caminata, la carrera y otros patrones dinámicos de interés biomecánico. A pesar de su formulación simplificada, el modelo ha demostrado ser capaz de estimar fuerzas articulares y deformaciones en los ligamentos que concuerdan cualitativamente con los valores y tendencias reportados en la literatura, lo que sugiere su potencial como herramienta exploratoria y comparativa en estudios de movimiento humano.

Finalmente, la extensión del modelo en el plano sagital al análisis tridimensional del movimiento permitiría evaluar con mayor fidelidad escenarios reales de carga y lesión, incorporando efectos fuera del plano sagital y mecanismos combinados de carga. Estas mejoras contribuirían a ampliar la aplicabilidad del modelo y a consolidarlo como una herramienta computacional eficiente para la investigación biomecánica y el desarrollo de estrategias de prevención de lesiones basadas en la evidencia.

Referencias

- [1] F. J. G. Backx, W. B. M. Erich, A. B. A. Kemper, and A. L. M. Verbeek, "Sports injuries in school-aged children. An epidemiologic study," *American Journal of Sports Medicine*, vol. 17, no. 2, pp. 234–240, 1989, doi: 10.1177/036354658901700214.
- [2] K. E. Dehaven and D. M. Lintner, "Athletic injuries: Comparison by age, sport, and gender," *Am. J. Sports Med.*, vol. 14, no. 3, pp. 218–224, 1986, doi: 10.1177/036354658601400307.
- [3] L. Engebretsen *et al.*, "Sports injuries and illnesses during the London Summer Olympic Games 2012.," *Br. J. Sports Med.*, vol. 47, no. 7, pp. 407–414, 2013, doi: 10.1136/bjsports-2013-092380.
- [4] S. Schneider, B. Seither, S. Tönges, and H. Schmitt, "Sports injuries: Population based representative data on incidence, diagnosis, sequelae, and high risk groups," *Br. J. Sports Med.*, vol. 40, no. 4, pp. 334–339, 2006, doi: 10.1136/bjism.2005.022889.
- [5] M. Leppänen *et al.*, "Sagittal Plane Hip, Knee, and Ankle Biomechanics and the Risk of Anterior Cruciate Ligament Injury: A Prospective Study," *Orthop. J. Sports Med.*, vol. 5, no. 12, pp. 1–6, 2017, doi: 10.1177/2325967117745487.
- [6] S. L. Y. Woo, S. D. Abramowitch, R. Kilger, and R. Liang, "Biomechanics of knee ligaments: Injury, healing, and repair," *J. Biomech.*, vol. 39, no. 1, pp. 1–20, 2006, doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.10.025.
- [7] L. M. Fernández-Galván, C. Hernández Santana, C. López-Nuevo, and J. Sánchez-Infante, "Injuries in Female Futsal Players: A Systematic Review," *Sports*, vol. 12, no. 11, p. 311, Nov. 2024, doi: 10.3390/sports12110311.
- [8] C. Klein, P. Luig, T. Henke, H. Bloch, and P. Platen, "Nine typical injury patterns in German professional male football (soccer): A systematic visual video analysis of 345 match injuries," *Br. J. Sports Med.*, vol. 55, no. 7, pp. 390–396, Apr. 2021, doi: 10.1136/bjsports-2019-101344.
- [9] F. Della Villa *et al.*, "Systematic video analysis of ACL injuries in professional male football (soccer): injury mechanisms, situational patterns and biomechanics study on 134 consecutive cases," *Br. J. Sports Med.*, vol. 54, no. 23, pp. 1423–1432, Dec. 2020, doi: 10.1136/bjsports-2019-101247.

- [10] P. D’Hooghe *et al.*, “The injury mechanism correlation between MRI and video-analysis in professional football players with an acute ACL knee injury reveals consistent bone bruise patterns,” *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 31, no. 1, pp. 121–132, Jan. 2023, doi: 10.1007/s00167-022-07002-6.
- [11] C. Tsarbou, N. I. Liveris, P. D. Tsimeas, G. Papageorgiou, S. A. Xergia, and A. Tsiokanos, “The effect of fatigue on jump height and the risk of knee injury after a volleyball training game: A pilot study,” *Biomed. Hum. Kinet.*, vol. 13, no. 1, pp. 197–204, Jan. 2021, doi: 10.2478/bhk-2021-0024.
- [12] E. R. Cross, S. M. Lynch, P. E. Miller, D. L. Hunt, and C. J. Stein, “Injury Patterns in Fencing Athletes – A Retrospective Review,” *Int. J. Sports Phys. Ther.*, vol. 19, no. 9, pp. 1108–1115, Sep. 2024, doi: 10.26603/001c.122322.
- [13] B. P. Boden and F. T. Sheehan, “Mechanism of non-contact ACL injury: OREF Clinical Research Award 2021,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 40, no. 3, pp. 531–540, Mar. 2022, doi: 10.1002/jor.25257.
- [14] M. Okoye, A. Wissman, and R. D. Wissman, “Review of Extensor Mechanism Injuries in the Dislocated Knee,” *Journal of Knee Surgery*, vol. 35, no. 5, pp. 498–501, Apr. 2022, doi: 10.1055/s-0042-1743224.
- [15] L. Qiu *et al.*, “Mechanisms of non-contact anterior cruciate ligament injury as determined by bone contusion location and severity,” *Quant. Imaging Med. Surg.*, vol. 11, no. 7, pp. 3263–3273, Jul. 2021, doi: 10.21037/qims-20-1212.
- [16] A. R. K. Makki, M. Tahir, U. Amin, M. M. Bin Tabassum, M. Kamran, and F. Tahir, “Mechanism of Meniscal Injury and its Impact on Performance in Athletes,” *The Healer Journal of Physiotherapy and Rehabilitation Sciences*, vol. 2, no. 3, pp. 232–237, Nov. 2022, doi: 10.55735/hjprs.v2i3.98.
- [17] R. Olivieri, J. I. Laso, N. Franulic, J. T. Muñoz, J. Ugarte, and P. Innocenti, “Evaluating the Impact of Biological Augmentation on Failure Rates and Complications in Acute Patellar Tendon Rupture Surgery Compared With Isolated Repair,” *Orthop. J. Sports Med.*, vol. 12, no. 11, p. 23259671241288850, Nov. 2024, doi: 10.1177/23259671241288848.

- [18] J. F. Abulhasan and M. J. Grey, "Anatomy and physiology of knee stability," *J. Funct. Morphol. Kinesiol.*, vol. 2, no. 4, p. 34, Dec. 2017, doi: 10.3390/jfmk2040034.
- [19] J. Larwa, C. Stoy, R. S. Chafetz, M. Boniello, and C. Franklin, "Stiff landings, core stability, and dynamic knee valgus: A systematic review on documented anterior cruciate ligament ruptures in male and female athletes," *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol. 18, no. 7, p. 3826, Apr. 2021, doi: 10.3390/ijerph18073826.
- [20] E. Poulsen, G. H. Goncalves, A. Bricca, E. M. Roos, J. B. Thorlund, and C. B. Juhl, "Knee osteoarthritis risk is increased 4-6 fold after knee injury-a systematic review and meta-analysis," *Br. J. Sports Med.*, vol. 53, no. 23, pp. 1454–1463, Dec. 2019, doi: 10.1136/bjsports-2018-100022.
- [21] M. Marieswaran, I. Jain, B. Garg, V. Sharma, and D. Kalyanasundaram, "A review on biomechanics of anterior cruciate ligament and materials for reconstruction," *Appl. Bionics Biomech.*, vol. 2018, no. 1, p. 4657284, 2018, doi: 10.1155/2018/4657824.
- [22] R. N. Tandogan, E. Terzi, E. Gomez-Barrena, B. Violante, and A. Kayaalp, "Extensor mechanism ruptures," *EFORT Open Rev.*, vol. 7, no. 6, pp. 384–395, 2022, doi: 10.1530/EOR-22-0021.
- [23] T. E. Hewett *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," *American Journal of Sports Medicine*, vol. 33, no. 4, pp. 492–501, 2005, doi: 10.1177/0363546504269591.
- [24] A. Thambyah, "A biomechanical interpretation of the non-contact anterior cruciate ligament injury," *2012 IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences, IECBES 2012*, no. December, pp. 460–464, 2012, doi: 10.1109/IECBES.2012.6498080.
- [25] T. Purevsuren, A. Dorj, K. Kim, and Y. H. Kim, "Prediction of medial and lateral contact force of the knee joint during normal and turning gait after total knee replacement," *Proc. Inst. Mech. Eng. H*, vol. 230, no. 4, pp. 288–297, 2016, doi: 10.1177/0954411916634750.
- [26] T. Purevsuren *et al.*, "Fatigue injury risk in anterior cruciate ligament of target side knee during golf swing," *J. Biomech.*, vol. 53, pp. 9–14, 2017, doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.12.007.

- [27] T. Purevsuren, B. Khuyagbaatar, S. K. Lee, and Y. H. Kim, "Biomechanical Factors Leading to High Loading in the Anterior Cruciate Ligament of the Lead Knee During Golf Swing," *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, vol. 21, no. 2, pp. 309–318, 2020, doi: 10.1007/s12541-019-00266-y.
- [28] K. W. Nha *et al.*, "Application of computational lower extremity model to investigate different muscle activities and joint force patterns in knee osteoarthritis patients during walking," *Comput. Math. Methods Med.*, vol. 2013, no. 1, p. 314280, 2013, doi: 10.1155/2013/314280.
- [29] S. L. Delp *et al.*, "OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 11, pp. 1940–1950, 2007, doi: 10.1109/TBME.2007.901024.
- [30] D. Ao, G. Li, M. S. Shourijeh, C. Patten, and B. J. Fregly, "EMG-Driven Musculoskeletal Model Calibration With Wrapping Surface Personalization," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 31, pp. 4235–4244, 2023, doi: 10.1109/TNSRE.2023.3323516.
- [31] H. Xu, D. Bloswick, and A. Merryweather, "An improved OpenSim gait model with multiple degrees of freedom knee joint and knee ligaments," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 18, no. 11, pp. 1217–1224, 2015, doi: 10.1080/10255842.2014.889689.
- [32] L. Chen, Z. Jiang, C. Yang, R. Cheng, S. Zheng, and J. Qian, "Effect of different landing actions on knee joint biomechanics of female college athletes: Based on opensim simulation," *Front. Bioeng. Biotechnol.*, vol. 10, no. October, pp. 1–11, 2022, doi: 10.3389/fbioe.2022.899799.
- [33] M. Marieswaran, A. Sikidar, A. Goel, D. Joshi, and D. Kalyanasundaram, "An extended OpenSim knee model for analysis of strains of connective tissues," *Biomed. Eng. Online*, vol. 17, no. 1, pp. 1–13, 2018, doi: 10.1186/s12938-018-0474-8.
- [34] D. Stanev, K. Moustakas, J. Gliatis, and C. Koutsojannis, "ACL Reconstruction Decision Support," *Methods Inf. Med.*, vol. 55, no. 01, pp. 98–105, 2016, doi: 10.3414/me14-02-0022.
- [35] A. Cerda-Lugo, A. Gonzalez, A. Cardenas, and D. Piovesan, "Experimental Estimation of a Second Order, Double Inverted Pendulum Parameters for the study of Human Balancing," in

Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, 2019. doi: 10.1109/EMBC.2019.8857611.

- [36] A. Cerda-Lugo, A. González, A. Cardenas, and D. Piovesan, "Modeling the neuro-mechanics of human balance when recovering from a fall: A continuous-time approach," *Biomed. Eng. Online*, vol. 19, no. 1, pp. 1–24, 2020, doi: 10.1186/s12938-020-00811-1.
- [37] S. Tata Ramalingasetty *et al.*, "A Whole-Body Musculoskeletal Model of the Mouse," *IEEE Access*, vol. 9, pp. 163861–163881, 2021, doi: 10.1109/ACCESS.2021.3133078.
- [38] D. Piovesan, A. Pierobon, and F. A. Mussa Ivaldi, "Critical Damping Conditions for Third Order Muscle Models: Implications for Force Control," *J. Biomech. Eng.*, vol. 135, no. 10, p. 101010, 2013, doi: 10.1115/1.4025110.
- [39] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, vol. 2nd. 2009. doi: 10.1002/9780470549148.
- [40] D. Knudson, *Fundamentals of Biomechanics*. Springer, 2021. doi: <https://doi.org/10.1007/978-3-030-51838-7>.
- [41] J. Hamill and K. M. Knutzen, *Biomechanical Basis of Human Movement*. Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- [42] F. P. . Beer, *Vector mechanics for engineers. Statics and dynamics*. McGraw-Hill Companies, 2010.
- [43] M. Miller and S. Thompson, "Knee Anatomy and Biomechanics of the Knee," *DeLee & Drez's Orthopaedic Sports Medicine*, vol. 11, no. 3, pp. 1047–1072, 2014, doi: 10.1053/otsm.
- [44] T. A. Blackburn and E. Craig, "Knee Anatomy: A Brief Review," *Phys. Ther.*, vol. 60 12, pp. 1556–1560, 1980.
- [45] Y. Nagano, H. Ida, M. Akai, and T. Fukubayashi, "Biomechanical characteristics of the knee joint in female athletes during tasks associated with anterior cruciate ligament injury," *Knee*, vol. 16, no. 2, pp. 153–158, 2009, doi: 10.1016/j.knee.2008.10.012.
- [46] S. W. Arms, M. H. Pope, R. J. Johnson, R. A. Fischer, I. Arvidsson, and E. Eriksson, "The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction*," *Am. J. Sports Med.*, vol. 12, no. 1, pp. 8–18, 1984, doi: 10.1177/036354658401200102.

- [47] M. I. Danto, * Savio, and L.-Y. Woo, "The Mechanical Properties of Skeletally Mature Rabbit Anterior Cruciate Ligament and Patellar Tendon over a Range of Strain Rates," *The Journal of Bone and Joint Surgery, Inc*, vol. 11, no. 1, pp. 58–67, 1993, doi: 10.1002/jor.1100110108.
- [48] D. P. Pioletti, L. R. Rakotomanana, and P.-F. Leyvraz, "Strain rate effect on the mechanical behavior of the anterior cruciate ligament-bone complex," *Med. Eng. Phys.*, vol. 21, no. 2, pp. 95–100, 1999, doi: 10.1016/s1350-4533(99)00028-4.
- [49] R. Kianifar, A. Lee, S. Raina, and D. Kulic, "Automated Assessment of Dynamic Knee Valgus and Risk of Knee Injury during the Single Leg Squat," *IEEE J. Transl. Eng. Health Med.*, vol. 5, no. November, 2017, doi: 10.1109/JTEHM.2017.2736559.
- [50] G. D. Myer, K. R. Ford, J. Khoury, P. Succop, and T. E. Hewett, "Development and validation of a clinic-based prediction tool to identify female athletes at high risk for anterior cruciate ligament injury," *American Journal of Sports Medicine*, vol. 38, no. 10, pp. 2025–2033, 2010, doi: 10.1177/0363546510370933.
- [51] R. B. Souza and C. M. Powers, "Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain," *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, vol. 39, no. 1, pp. 12–19, 2009, doi: 10.2519/jospt.2009.2885.
- [52] G. Hughes, "A review of recent perspectives on biomechanical risk factors associated with anterior cruciate ligament injury," *Research in Sports Medicine*, vol. 22, no. 2, pp. 193–212, 2014, doi: 10.1080/15438627.2014.881821.
- [53] G. M. Thornton, T. D. Schwab, and T. R. Oxland, "Cyclic loading causes faster rupture and strain rate than static loading in medial collateral ligament at high stress," *Clinical Biomechanics*, vol. 22, no. 8, pp. 932–940, 2007, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.05.004.
- [54] T. A. L. Wren, D. P. Lindsey, G. S. Beaupré, and D. R. Carter, "Effects of creep and cyclic loading on the mechanical properties and failure of human Achilles tendons," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 31, no. 6, pp. 710–717, 2003, doi: 10.1114/1.1569267.
- [55] H. Schechtman and D. L. Bader, "In vitro fatigue of human tendons," *J. Biomech.*, vol. 30, no. 8, pp. 829–835, 1997, doi: 10.1016/S0021-9290(97)00033-X.

- [56] R. N. Marshall and P. J. McNair, "Biomechanical risk factors and mechanisms of knee injury in golfers," *Sports Biomech.*, vol. 12, no. 3, pp. 221–230, Sep. 2013, doi: 10.1080/14763141.2013.767371.
- [57] O. S. Kwon, T. Purevsuren, K. Kim, W. M. Park, T. K. Kwon, and Y. H. Kim, "Influence of bundle diameter and attachment point on kinematic behavior in double bundle anterior cruciate ligament reconstruction using computational model," *Comput. Math. Methods Med.*, vol. 2014, 2014, doi: 10.1155/2014/948292.
- [58] L. Blankevoort and R. Huiskes, "Ligament-bone interaction in a three-dimensional model of the knee," *J. Biomech. Eng.*, vol. 113, no. 3, pp. 263–269, 1991, doi: 10.1115/1.2894883.
- [59] S. M. Adeeb, M. L. Zec, G. M. Thornton, C. B. Frank, and N. G. Shrive, "A novel application of the principles of Linear Elastic Fracture Mechanics (LEFM) to the fatigue behavior of tendon tissue," *J. Biomech. Eng.*, vol. 126, no. 5, pp. 641–650, 2004, doi: 10.1115/1.1800556.
- [60] G. M. Thornton, T. D. Schwab, and T. R. Oxland, "Fatigue is more damaging than creep in ligament revealed by modulus reduction and residual strength," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 35, no. 10, pp. 1713–1721, 2007, doi: 10.1007/s10439-007-9349-z.
- [61] T. Purevsuren, B. Khuyagbaatar, S. K. Lee, and Y. H. Kim, "Biomechanical Factors Leading to High Loading in the Anterior Cruciate Ligament of the Lead Knee During Golf Swing," *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, vol. 21, no. 2, pp. 309–318, Feb. 2020, doi: 10.1007/S12541-019-00266-Y.
- [62] A. Schmitz and D. Piovesan, "Development of an Open-Source, Discrete Element Knee Model," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 63, no. 10, pp. 2056–2067, 2016, doi: 10.1109/TBME.2016.2585926.
- [63] L. E. Coronado, R. Chavez-Romero, M. Maya, A. Cardenas, and D. Piovesan, "Combining genetic algorithms and extended Kalman filter to estimate ankle's muscle-tendon parameters," in *Dynamic Systems and Control Conference*, American Society of Mechanical Engineers, Oct. 2015, p. V001T15A002. doi: 10.1115/DSCC2015-9781.
- [64] D. B. Lipps, E. M. Wojtys, and J. A. Ashton-Miller, "Anterior cruciate ligament fatigue failures in knees subjected to repeated simulated pivot landings," *American Journal of Sports Medicine*, vol. 41, no. 5, pp. 1058–1066, 2013, doi: 10.1177/0363546513477836.

- [65] L. Meirovitch, *Fundamentals of vibrations*. United States of America: Press Waveland, 2010.
- [66] H. Goldstein, *Classical Mechanics*. Addison-Wesley, 1980.
- [67] K. Ogata, *System Dynamics*. Pearson Prentice Hall, 2004.
- [68] K. Hunt and E. Crossley, "Coefficient of restitution interpreted as damping in vibroimpactt," *J. Appl. Mech.*, vol. 7, pp. 440–445, 1975, doi: 10.1115/1.3423596.
- [69] H. Hertz, "On the contact of solids—on the contact of rigid elastic solids and on hardness," *Miscellaneous papers*, pp. 146–183, 1896.
- [70] M. A. Pflum, K. B. Shelburne, M. R. Torry, M. J. Decker, and M. G. Pandy, "Model prediction of anterior cruciate ligament force during drop-landings," *Med. Sci. Sports Exerc.*, vol. 36, no. 11, pp. 1949–1958, 2004, doi: 10.1249/01.MSS.0000145467.79916.46.
- [71] L. Li, Y. Song, M. Jenkins, and B. Dai, "Prelanding Knee Kinematics and Landing Kinetics During Single-Leg and Double-Leg Landings in Male and Female Recreational Athletes," *J. Appl. Biomech.*, vol. 39, no. 1, pp. 34–41, Feb. 2023, doi: 10.1123/jab.2022-0147.
- [72] G. Mothersole, "Ground reaction force profiles of specific jump-landing tasks in females: development of a systematic and progressive jump-landing model," Auckland University of Technology, Auckland, New Zeland, 2013. Accessed: Mar. 05, 2026. [Online]. Available: <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:38702365>
- [73] K. F. Janz, S. Rao, H. J. Baumann, and J. L. Schultz, "Measuring children's vertical ground reaction forces with accelerometry during walking, running, and jumping: The Iowa bone development study," *Pediatr. Exerc. Sci.*, vol. 15, no. 1, pp. 34–43, 2003, doi: 10.1123/pes.15.1.34.
- [74] McNitt-Gray and Jill L, "Kinematics and Impulse Characteristics of Drop Landings From Three Heights," *J. Appl. Biomech.*, vol. 7, no. 2, pp. 201–224, 1991.
- [75] A. A. Zadpoor and A. A. Nikooyan, "The effects of lower-extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force: A meta-analysis," *Proc. Inst. Mech. Eng. H*, vol. 226, no. 8, pp. 579–588, Aug. 2012, doi: 10.1177/0954411912447021.

- [76] A. Cerda-Lugo, A. Gonzalez, A. Cardenas, and D. Piovesan, "Estimation of hip and ankle visco-elastic parameters during quiet standing," in *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition, Proceedings (IMECE)*, 2018. doi: 10.1115/IMECE201887585.
- [77] B. H. Physio, "Balance: Double leg landing." [Online]. Available: https://www.youtube.com/watch?v=rnkdTbrLN9w%5C&list=PLKYTHKoOBZmSaP53zZVB0cSTR4K86WfO_%5C&index=7%5C&ab_channel=BeaumontHospitalPhysio
- [78] H. McKay, G. Tsang, A. Heinonen, K. MacKelvie, D. Sanderson, and K. M. Khan, "Ground reaction forces associated with an effective elementary school based jumping intervention," *Br. J. Sports Med.*, vol. 39, no. 1, pp. 10–14, 2005, doi: 10.1136/bjsm.2003.008615.
- [79] B. L. Riemann, R. J. Schmitz, M. Gale, and S. T. Mccaw, "Vertical Ground Reaction Forces During Jogging," *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, vol. 32, no. 12, pp. 628–636, 2002.
- [80] M. R. Ponce-Zambrano, D. P. Gordón, L. R. Alejano, and I. Pérez-Rey, "Geotechnical characterization of the site and stability of a tailings dam in Ecuador," in *Rock Engineering and Rock Mechanics: Structures in and on Rock Masses - Proceedings of EUROCK 2014, ISRM European Regional Symposium*, Taylor and Francis - Balkema, 2014, pp. 1165–1170. doi: 10.1201/b16955-201.
- [81] C. L. Chițescu, A. I. Nicolau, P. Römken, and H. J. Van Der Fels-Klerx, "Quantitative modelling to estimate the transfer of pharmaceuticals through the food production system," *J. Environ. Sci. Health B*, vol. 49, no. 7, pp. 457–467, 2014, doi: 10.1080/03601234.2014.896659.
- [82] H. Masrur, K. R. Khan, W. Abumelha, and T. Senjyu, "Efficient Energy Delivery System of the CHP-PV Based Microgrids with the Economic Feasibility Study," *International Journal of Emerging Electric Power Systems*, vol. 21, no. 1, Feb. 2020, doi: 10.1515/ijeeps-2019-0144.
- [83] A. Saltelli, S. Tarantola, and F. Campolongo, "Sensitivity analysis as an ingredient of modeling," *Statistical Science*, vol. 15, no. 4, pp. 377–395, 2000, doi: 10.1214/ss/1009213004.
- [84] A. Mohammadi, L. Bianchi, S. Korganbayev, M. De Landro, and P. Saccomandi, "Thermomechanical Modeling of Laser Ablation Therapy of Tumors: Sensitivity Analysis and

Optimization of Influential Variables,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 69, no. 1, pp. 302–313, 2022, doi: 10.1109/TBME.2021.3092889.

- [85] E. Karabelas *et al.*, “Global Sensitivity Analysis of Four Chamber Heart Hemodynamics Using Surrogate Models,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 69, no. 10, pp. 3216–3223, 2022, doi: 10.1109/TBME.2022.3163428.
- [86] M. D. Morris, “Factorial sampling plans for preliminary computational experiments,” *Technometrics*, vol. 33, no. 2, pp. 161–174, 1991, doi: 10.1080/00401706.1991.10484804.
- [87] F. T. Sheehan, W. H. Sipprell, and B. P. Boden, “Dynamic sagittal plane trunk control during anterior cruciate ligament injury,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 40, no. 5, pp. 1068–1074, May 2012, doi: 10.1177/0363546512437850.
- [88] T. J. Bonner *et al.*, “Strain-rate sensitivity of the lateral collateral ligament of the knee,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 41, pp. 261–270, Jan. 2015, doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.07.004.
- [89] T. Zhou, “Analysis of the biomechanical characteristics of the knee joint with a meniscus injury,” *Healthc. Technol. Lett.*, vol. 5, no. 6, pp. 247–249, 2018, doi: 10.1049/htl.2018.5048.
- [90] M. Baniasad, R. Martin, X. Crevoisier, C. Pichonnaz, F. Becce, and K. Aminian, “Knee adduction moment decomposition: Toward better clinical decision-making,” *Front. Bioeng. Biotechnol.*, vol. 10, Nov. 2022, doi: 10.3389/fbioe.2022.1017711.
- [91] B. Wilczyński, K. Zorena, and D. Ślęzak, “Dynamic knee valgus in single-leg movement tasks. Potentially modifiable factors and exercise training options. a literature review,” *Int. J. Environ. Res. Public Health*, vol. 17, no. 21, p. 8208, Nov. 2020, doi: 10.3390/ijerph17218208.
- [92] J. Lin, T. Dos’Santos, W. Li, X. Wang, and A. Turner, “Is There a Performance-Injury Conflict Between Maximum Horizontal Deceleration and Surrogates of Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury?,” *Eur. J. Sport Sci.*, vol. 25, no. 8, Aug. 2025, doi: 10.1002/ejsc.70014.
- [93] M. H. Moeinzadeh, A. E. Engin, and N. Akkas, “Two-dimensional dynamic modelling of human knee joint,” *J. Biomech.*, vol. 16, no. 4, pp. 253–264, 1983, doi: 10.1016/0021-9290(83)90133-1.
- [94] J. Stewart, H. Keynes, and D. Clegg, *Multivariable Calculus*. Thomson/Brooks/Cole, 2003.

- [95] E. Abdel-Rahman and M. S. Hefzy, "A two-dimensional dynamic anatomical model of the human knee joint," *J. Biomech. Eng.*, vol. 115, no. 4, pp. 357–365, 1993, doi: 10.1115/1.2895498.
- [96] A. E. Engin and S. T. Tümer, "Improved dynamic model of the human knee joint and its response to impact loading on the lower leg," *J. Biomech. Eng.*, vol. 115, no. 2, pp. 137–143, 1993, doi: 10.1115/1.2894113.
- [97] M. Machado *et al.*, "Development of a planar multibody model of the human knee joint," *Nonlinear Dyn.*, vol. 60, no. 3, pp. 459–478, 2010, doi: 10.1007/s11071-009-9608-7.
- [98] R. D. Ahmad Abu Hatab, "Dynamic Modelling of Differential-Drive Mobile Robots using Lagrange and Newton-Euler Methodologies: A Unified Framework," *Advances in Robotics & Automation*, vol. 02, no. 02, 2013, doi: 10.4172/2168-9695.1000107.
- [99] M. MacHado, P. Flores, J. Ambrosio, and A. Completo, "Influence of the contact model on the dynamic response of the human knee joint," *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part K: Journal of Multi-body Dynamics*, vol. 225, no. 4, pp. 344–358, 2011, doi: 10.1177/1464419311413988.
- [100] W. R. Frontera, *Clinical sports medicine: medical management and rehabilitation*. United States of America, 2007.
- [101] A. Sundberg *et al.*, "Sport-Specific Injury Mechanisms and Situational Patterns of ACL Injuries: A Comprehensive Systematic Review," *Sports Medicine*, vol. 55, no. 10, pp. 2489–2527, Oct. 2025, doi: 10.1007/s40279-025-02271-w.
- [102] B. Kacprzak, M. Stańczak, J. Surmacz, and M. Hagner-Derengowska, "Biophysics of ACL Injuries," *Orthop. Rev. (Pavia)*, vol. 16, p. 126041, Dec. 2024, doi: 10.52965/001c.126041.
- [103] B. Iooss and P. Lemaître, "A review on global sensitivity analysis methods," *Operations Research/ Computer Science Interfaces Series*, vol. 59, no. around 30, pp. 101–122, 2015, doi: 10.1007/978-1-4899-7547-8_5.
- [104] T. D. Schwab, C. R. Johnston, T. R. Oxland, and G. M. Thornton, "Continuum damage mechanics (CDM) modelling demonstrates that ligament fatigue damage accumulates by different mechanisms than creep damage," *J. Biomech.*, vol. 40, no. 14, pp. 3279–3284, 2007, doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.04.014.

- [105] P. Zioupos, X. Tong Wang, and J. D. Currey, "Experimental and theoretical quantification of the development of damage in fatigue tests of bone and antler," *J. Biomech.*, vol. 29, no. 8, pp. 989–1002, 1996, doi: 10.1016/0021-9290(96)00001-2.
- [106] A. Poursartip, M. F. Ashby, and P. W. R. Beaumont, "The Fatigue Damage Mechanics of a Carbon Fibre Composite Laminate: I-Development of the Model," *Compos. Sci. Technol.*, vol. 25, no. 3, pp. 193–218, 1986, doi: [https://doi.org/10.1016/0266-3538\(86\)90010-2](https://doi.org/10.1016/0266-3538(86)90010-2).
- [107] T. Krosshaug *et al.*, "Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: Video analysis of 39 cases," *American Journal of Sports Medicine*, vol. 35, no. 3, pp. 359–367, 2007, doi: 10.1177/0363546506293899.
- [108] P. Renstrom *et al.*, "Non-contact ACL injuries in female athletes: An International Olympic Committee current concepts statement," *Br. J. Sports Med.*, vol. 42, no. 6, pp. 394–412, 2008, doi: 10.1136/bjsm.2008.048934.
- [109] D. T. Tran, Y. Guang Zhan, and L. Tsai, "Dynamic tensile properties of porcine knee ligament," *Biomed. Mater. Eng.*, vol. 33, no. 4, pp. 293–302, 2022, doi: 10.3233/BME-211318.
- [110] V. B. Duthon, C. Barea, S. Abrassart, J. H. Fasel, D. Fritschy, and J. Ménétrey, "Anatomy of the anterior cruciate ligament," *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 14, no. 3, pp. 204–213, Mar. 2006, doi: 10.1007/s00167-005-0679-9.
- [111] Claude. Bathias and A. . Pineau, *Fatigue of materials and structures : fundamentals*, 1st edition. United States of America: John Wiley & Sons.: Hoboken, NJ, USA, 2010.
- [112] J. L. Zitnay *et al.*, "Accumulation of collagen molecular unfolding is the mechanism of cyclic fatigue damage and failure in collagenous tissues," *Sci. Adv.*, vol. 6, no. 35, p. eaba2795, 2020, doi: 10.1126/sciadv.aba2795.
- [113] N. Helwig and E. Hsiao-Wecksler, "Multivariable Gait Data," 2016, *UCI Machine Learning Repository*. doi: <https://doi.org/10.24432/C5861T>.
- [114] H. Fujie, "Mechanical properties and biomechanical function of the ACL," in *ACL Injury and its Treatment*, M. Ochi, K. Shino, K. Yasuda, and M. Kurosaka, Eds., Springer Japan, 2016, pp. 69–77. doi: 10.1007/978-4-431-55858-3_6.

- [115] M. K. Kwan, T. H. C. Lin, and S. L. Y. Woo, "On the viscoelastic properties of the anteromedial bundle of the anterior cruciate ligament," *J. Biomech.*, vol. 26, no. 4–5, pp. 447–452, 1993, doi: 10.1016/0021-9290(93)90008-3.
- [116] S. Shao, M. M. Khonsari, J. Wang, N. Shamsaei, and N. Li, "Frequency dependent deformation reversibility during cyclic loading," *Mater. Res. Lett.*, vol. 6, no. 7, pp. 390–397, Jul. 2018, doi: 10.1080/21663831.2018.1469172.
- [117] T. J. Bonner *et al.*, "Strain-rate sensitivity of the lateral collateral ligament of the knee," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 41, pp. 261–270, Jan. 2015, doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.07.004.
- [118] M. Lee and W. Hyman, "BMC Musculoskeletal Disorders Modeling of failure mode in knee ligaments depending on the strain rate," *BMC Musculoskelet. Disord.*, vol. 3, no. 1, p. 3, 2002, doi: 10.1186/1471-2474-3-3.
- [119] N. Liu, Z. Li, and Y. Su, "Altered gait patterns exacerbate knee injury risk: A cross-sectional observational study of barefoot and high-heeled walking," *Medicine*, vol. 104, no. 52, p. e46762, Dec. 2025, doi: 10.1097/MD.00000000000046762.
- [120] B. Bazuelo-Ruiz, J. V. Durá-Gil, N. Palomares, E. Medina, and S. Llana-Belloch, "Effect of fatigue and gender on kinematics and ground reaction forces variables in recreational runners," *PeerJ*, vol. 2018, no. 3, 2018, doi: 10.7717/peerj.4489.
- [121] S. G. McLean, X. Huang, A. Su, and A. J. Van Den Bogert, "Sagittal plane biomechanics cannot injure the ACL during sidestep cutting," *Clinical Biomechanics*, vol. 19, no. 8, pp. 828–838, Oct. 2004, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2004.06.006.
- [122] T. Zhou, "Analysis of the biomechanical characteristics of the knee joint with a meniscus injury," *Healthc. Technol. Lett.*, vol. 5, no. 6, pp. 247–249, 2018, doi: 10.1049/htl.2018.5048.
- [123] C. Bathe, L. Fennen, T. Heering, A. Greif, and R. Dubbeldam, "Training interventions to reduce the risk of injury to the lower extremity joints during landing movements in adult athletes: A systematic review and meta-analysis," *BMJ Open Sport Exerc. Med.*, vol. 9, no. 2, Jun. 2023, doi: 10.1136/bmjsem-2022-001508.
- [124] A. K. Ramachandran *et al.*, "Influence of Neuromuscular Training Interventions on Jump-Landing Biomechanics and Implications for ACL Injuries in Youth Females: A Systematic

Review and Meta-analysis,” *Sports Medicine*, vol. 55, no. 5, pp. 1265–1292, May 2025, doi: 10.1007/s40279-025-02190-w.