



UNIVERSIDAD  
DE LA REPUBLICA  
URUGUAY

# Análisis Computacional de la Articulación de la Rodilla

Aplicación en la Reconstrucción del Ligamento Cruzado  
Anterior

Christian Andrés Díaz Cuadro

Programa de Posgrado en Ingeniería Estructural  
Facultad de Ingeniería  
Universidad de la República

Montevideo – Uruguay  
Diciembre de 2020



UNIVERSIDAD  
DE LA REPUBLICA  
URUGUAY

# Análisis Computacional de la Articulación de la Rodilla

Aplicación en la Reconstrucción del Ligamento Cruzado  
Anterior

Christian Andrés Díaz Cuadro

Tesis de Maestría presentada al Programa de Posgrado en Ingeniería Estructural, Facultad de Ingeniería de la Universidad de la República, como parte de los requisitos necesarios para la obtención del título de Magíster en Ingeniería Estructural.

Director:

Ph.D. Prof. Pedro Curto-Risso

Codirector:

Ph.D. Prof. Henry Figueredo Losada

Director académico:

Ph.D. Prof. Pedro Curto-Risso

Montevideo – Uruguay

Diciembre de 2020

Díaz Cuadro, Christian Andrés

Análisis Computacional de la Articulación de la Rodilla / Christian Andrés Díaz Cuadro. - Montevideo: Universidad de la República, Facultad de Ingeniería, 2020.

XXIII, 136 p.: il.; 29, 7cm.

Director:

Pedro Curto-Risso

Codirector:

Henry Figueredo Losada

Director académico:

Pedro Curto-Risso

Tesis de Maestría – Universidad de la República, Programa en Ingeniería Estructural, 2020.

Referencias bibliográficas: p. [119 – 131](#).

1. Captura de Movimiento, 2. Método de Elementos Finitos, 3. Articulación de la Rodilla, 4. Reconstrucción de Ligamento Cruzado Anterior. I. Curto-Risso, Pedro, *et al.* II. Universidad de la República, Programa de Posgrado en Ingeniería Estructural. III. Título.

## INTEGRANTES DEL TRIBUNAL DE DEFENSA DE TESIS

---

Dr. Prof. Ing. Pablo Blanco

---

Dr. Prof. Ing. Jorge Pérez Zerpa

---

Dr. Prof. Ing. Gabriel Usera

Montevideo – Uruguay  
Diciembre de 2020

A mis padres, Andrés y María.  
A mis hermanas, Estephany y Melany.  
A mi compañera de vida, Sarina.  
Por iluminar mis días,  
e impulsarme a crecer,  
siempre.

# Agradecimientos

En primer lugar quiero agradecer a mi familia, por su apoyo incondicional desde siempre, y a mi pareja Sarina, por impulsarme, acompañarme y tener la palabra justa en los momentos más difíciles del camino.

También me gustaría agradecer a mis tutores; Pedro, por guiarme y estar a disposición en cada momento, a pesar de que la temática de este trabajo no pertenece a su linea de investigación. Henry, por orientarme durante todo el proceso, por ser un buen compañero y enseñarme como enfrentar diferentes circunstancias.

No puedo dejar pasar esta oportunidad de agradecer a mis compañeros de trabajo y amigos del Instituto de Ingeniería Mecánica y Producción Industrial (IIMPI). En particular, a aquellos con los que compartí incontables horas de trabajo (mate mediante) tanto, en el Departamento de Termodinámica Aplicada, como en el Departamento de Diseño Mecánico, con todo ellos aprendí, compartí y discutí mucho más, sobre la vida que sobre cualquier otro tema. Además, agradezco enormemente al IIMPI en general, pero el ambiente laboral, las oportunidades y el constante apoyo que he recibido en estos años.

Este trabajo no hubiera sido posible sin la orientación, el apoyo, y la excelente predisposición en cada una de las etapas, del grupo de trabajo del Núcleo de Ingeniería Biomédica. En especial a Darío y a Franco, que siempre tuvieron momento para escuchar mis consultas y devolver una respuesta desde su experiencia, por lo tanto, vaya un agradecimiento para ellos también.

Finalmente, quiero agradecer a la Comisión Académica de Posgrados (CAP) de la Universidad de la República por la beca económica que me fue otorgada, que me permitió concluir esta etapa dentro de los tiempos estipulados.

*“Life is like riding a bicycle. To  
keep your balance you must keep  
moving.”*

Albert Einstein

## RESUMEN

La ingeniería estructural es una rama clásica de la ingeniería civil que se ocupa del diseño y cálculo de cada elemento de los sistemas estructurales. En otras palabras, es la aplicación de la mecánica de medios continuos para el estudio de estructuras que soportan determinadas cargas. Definiendo a la estructura como la parte resistente de un sistema, se puede considerar al sistema óseo (huesos, cartílagos, ligamentos y tendones) junto al muscular de los vertebrados, como una estructura que provee resistencia, rigidez y movilidad a dichos organismos. De esta forma, es que la biomecánica no es ajena a la ingeniería estructural, sino que es parte de ella.

El cuerpo humano es un sistema mecánico extremadamente intrincado y versátil. Por su parte, la Articulación de la Rodilla (AR) es una de las articulaciones más complejas y demandadas debido a que tiene que soportar grandes cargas, mientras que su estructura debe permitir movimientos triaxiales sin perder la estabilidad ni el control motor. Además, la deficiencia del Ligamento Cruzado Anterior (LCA) es una de las lesiones más comunes y afecta a 1 de cada 3000 personas al año en Estados Unidos, que en términos económicos internacionales significan al rededor de U\$S 10.000 por lesionado. Extrapolando estos valores a Uruguay, se lesionarían alrededor de 1000 personas al año costándole al país 10 millones de dólares aproximadamente. Sumado a esto, una lesión de LCA normalmente conlleva a más de una de las causas que provocan un deterioro de las superficies articulares u Osteoartritis. Muchos estudios sobre la AR han sido llevados a cabo tanto *in-vivo* como *in-vitro* y los resultados muestran una gran variabilidad entre pacientes y edades.

El objetivo de este trabajo es dar los primeros pasos hacia el desarrollo de un procedimiento que permita cuantificar la salud de la AR específica de cada paciente, mediante una técnica no invasiva. Este procedimiento está basado en dos pasos; la captura del movimiento, y la simulación numérica mediante el método de los elementos finitos.

Para la primer etapa, la captura de movimiento, se designó un experimento de subir un escalón, para grabar los movimientos de la AR mediante esterofotogrametría, usando el reconocido protocolo Plug-in Gait desarrollado por

VICON Motions Systems. Se grabaron las trayectorias de marcadores ubicados sobre la piel de los miembros inferiores del paciente y se extrajeron las curvas de la cinemática de la AR. Estos datos se procesaron para obtener las curvas de Flexo-Extensión y de Rotación Interna-Externa, para usar como condición de borde en el modelo de elementos finitos de la articulación tibiofemoral del paciente.

Como segunda parte, se desarrollaron dos modelos de elementos finitos 3D de una AR, partiendo del modelo suministrado por el proyecto OpenKnee para utilizar en FEBio. El primer modelo simula una AR genérica sana, usando como variable de entrada la cinemática obtenida previamente. Los resultados fueron comparados con la literatura de referencia. El segundo modelo representa una AR a la cual se le practicó una reconstrucción de LCA. Sobre este modelo se crearon seis configuraciones diferentes y sus resultados fueron contrastados con aquellos correspondientes al modelo de AR sana. Las seis AR reconstruidas están compuestas por tres modelos que utilizan diferentes propiedades materiales para el injerto (representando: Tendón Patelar, músculo Semitendinoso y músculo Gracilis), y tres que tienen diferentes ubicaciones para las inserciones femorales.

Como resultado, se muestra la dinámica de la AR y la distribución de tensiones del ligamento (o del injerto) de este sistema complejo mientras se sube un escalón. Por un lado, en términos generales, los resultados de la AR sana concuerdan con los presentados en la literatura de referencia.

Por otro lado, las fuerzas y los momentos para las reconstrucciones de LCA reafirman que la posición óptima para la ubicación de la inserción femoral es el centro de la huella del LCA original. Además, se concluye que la restauración de la biomecánica de la AR es mucho más sensible a la ubicación del túnel femoral que a las propiedades mecánicas del injerto en el rango de variaciones que se tomaron en cuenta en este trabajo.

Palabras claves:

Captura de Movimiento, Método de Elementos Finitos, Articulación de la Rodilla, Reconstrucción de Ligamento Cruzado Anterior.

## ABSTRACT

Structural engineering is a classic branch of civil engineering that deals with the design and calculation of each element of structural systems. In other words, it is the application of continuous media mechanics for the study of structures that support certain loads. Defining the structure as the resistant part of a system, the bone system (bones, cartilage, ligaments and tendons) together with the muscular system of vertebrates can be considered as a structure that provides resistance, rigidity and mobility to these organisms. In this way, it is that biomechanics is not alien to structural engineering, but is part of it.

The human body is an extremely intricate and versatile mechanical system. For its part, the Knee Joint (KJ) is one of the most complex and demanded joints because it has to withstand high loads, while its structure must allow triaxial movements without losing stability or motor control. In addition, the deficiency of the Anterior Cruciate Ligament (ACL) is one of the most common injuries and affects 1 out of every 3,000 people per year in the United States, which in international economical terms means around US\$ 10,000 per injured. Extrapolating these values to Uruguay, around 1000 people a year would be injured, costing the country approximately 10 million dollars. In addition to this, an ACL injury usually leads to more than one of the causes that cause a deterioration of the joint surfaces or Osteoarthritis. Many studies on KJ have been carried out both *in-vivo* and *in-vitro* and the results show great variability between patients and ages.

The aim of this work is to take the first steps toward developing a method to quantify the health of the specific KJ of each patient, using a noninvasive technique. This procedure is based on two steps; motion capture, and numerical simulation using the finite element method.

For the first stage, motion capture, a step-up experiment was designed to record KJ movements by stereophotogrammetry, using the renowned Plug-in Gait protocol developed by VICON Motions Systems. The trajectories of markers located on the skin of the lower limbs of the patient were recorded, and then the curves of the KJ kinematics were extracted. These data were processed

to obtain the Flexo-Extension and Internal-External Rotation curves, to be used as a boundary condition in the finite element model of the patient's tibiofemoral joint.

As a second part, two 3D finite element models of a KJ were developed, starting from the model supplied by the OpenKnee project for use in FEBio. The first model simulates a healthy generic KJ, using the previously obtained kinematics as an input variable. The results were compared with the reference literature. The second model represents a KJ that underwent an ACL reconstruction. Six different configurations were created on this model and their results were contrasted with those corresponding to the healthy KJ model. The six reconstructed KJs are composed of three models that use different material properties for the graft (representing: Patellar Tendon, Semitendinosus muscle, and Gracilis muscle), and three that have different locations for femoral attachments.

As a result, the KJ dynamics and ligament (or graft) stress distribution of this complex system are shown while climbing a step. On the one hand, in general terms, the results of healthy KJ agree with those presented in the reference literature.

On the other hand, the forces and moments for ACL reconstructions reaffirm that the optimal position for the location of the femoral insertion is the center of the original ACL footprint. In addition, it is concluded that the restoration of the biomechanics of the KJ is much more sensitive to the location of the femoral tunnel than to the mechanical properties of the graft in the range of variations that were taken into account in this work.

#### Keywords:

Motion Capture, Finite Element Method, Knee Joint, Anterior Cruciate Ligament Reconstruction.

# Listado de figuras

1.1	Trabajo fotográfico de Eadweard Muybridge . . . . .	3
1.2	Modelo fisiológico de activación muscular (1). . . . .	3
1.3	Esquema de la Articulación de la Rodilla. Fuente: <a href="https://images.app.goo.gl/jy2Qvb7bftrMcygE9">https://images.app.goo.gl/jy2Qvb7bftrMcygE9</a> modificada. . . . .	5
1.4	Esquema de los seis grados de libertad de la AR. . . . .	6
1.5	Esquema del desplazamiento Anteroposterior en la Extensión. . . . .	7
1.6	Detalle de las zonas de la articulación de la rodilla. Fuente: <a href="https://images.app.goo.gl/MYCbFtHaXBxmhRoA9">https://images.app.goo.gl/MYCbFtHaXBxmhRoA9</a> modificada.	8
1.7	Vista su- perior de AR derecha. Fuente: <a href="https://activeimplants.eu/meniscus-knee-pain-osteoarthritis/">https://activeimplants.eu/meniscus-knee-pain-osteoarthritis/</a> modificada. . . . .	9
1.8	Esquema de los ligamentos de la rodilla. Fuente: <a href="https://www.ebmconsult.com/articles/anatomy-knee">https://www.ebmconsult.com/articles/anatomy-knee</a> modificada . . . . .	11
1.9	Esquema del LCA y sus haces AM y PL. Fuente: <i>Peter Brükner y Karim Khan</i> (2). . . . .	14
1.10	Curvas del comportamiento mecánico de un LCA. Fuente: <i>Yoshitsugu Takeda et al.</i> (3) modificada. . . . .	16
1.11	Esquema de una vista frontal de la AR derecha con rLCA me- diante la técnica SB. Fuente: <i>Siebold et al.</i> (4). . . . .	19
1.12	Esquema de una vista frontal de la AR derecha con rLCA me- diante la técnica DB. Fuente: <i>Siebold et al.</i> (4) modificada. . . . .	20
1.13	Esquema del procedimiento llevado a cabo en este trabajo. . . . .	24
2.1	Esquema del modelo de cuerpos rígidos del $PiG_m$ . . . . .	29
2.2	Esquema de un sistema de captura de movimiento con 10 cáma- ras. Fuente: <a href="https://www.vicon.com/visualization/">https://www.vicon.com/visualization/</a> . . . . .	30
2.3	Esquema de reconstrucción del espacio 3D a partir de dos imáge- nes 2D . . . . .	31

2.4	Esquema de la posición de los marcadores sobre la piel. . . . .	33
2.5	Definición del sistema de referencia de la pelvis. . . . .	34
2.6	Definición del sistema de referencia de la cadera. . . . .	34
2.7	Esquema del sistema de referencia de la cadera. . . . .	35
2.8	Definición del sistema de referencia de la rodilla. . . . .	36
2.9	Definición del sistema de referencia del tobillo. . . . .	37
2.10	Definición del sistema de referencia del pie. . . . .	38
2.11	Esquema de todos los sistemas de referencia de la pierna izquierda. . . . .	39
2.12	Izquierda: Calibración Estática - Derecha: Movimiento de pierna izquierda . . . . .	40
2.13	Detalle del Movimiento de pierna izquierda . . . . .	41
2.14	Traslado y rotación de un sistema de coordenadas . . . . .	42
2.15	Esquema de vínculo esférico en el sistema de referencia global . . . . .	44
2.16	Superficies articulares y aproximación matemática - Fuente: <i>Wismans et al.</i> (5). . . . .	45
2.17	Esquemas de los modelos matemáticos utilizados en <i>Blankevoort et al.</i> (6). . . . .	46
2.18	Modelo de Elementos Finitos obtenido mediante segmentación de MRI - Fuente: <i>Li et al.</i> (7). . . . .	47
2.19	Cuerpo sometido a fuerzas externas en su configuración de referencia y su configuración deformada. . . . .	48
2.20	Representación del tensor de Tensiones de Cauchy. Fuente: <a href="https://es.wikipedia.org/wiki/Tensor_tension">https://es.wikipedia.org/wiki/Tensor_tension</a> . . . . .	49
2.21	Respuesta de los ensayos experimentales del tendón Fascia Lata, en la dirección de las fibras, presentado en (8). . . . .	54
3.1	Calibración estática del paciente. . . . .	58
3.2	Calibración estática del paciente. . . . .	59
3.3	Ángulos anatómicos de la AR derecha al subir un escalón. . . . .	60
3.4	Comienzo y Fin de la tarea motora para cada ciclo. . . . .	60
3.5	Rangos correspondientes a los ciclos de tarea motora. . . . .	61
3.6	Esquema del modelo de cuerpos rígidos del <i>PiG<sub>m</sub></i> . . . . .	63
4.1	Imagen de la resonancia magnética del donante. Fuente: <i>Erde-mir et al.</i> (9). . . . .	65
4.2	Estructuras tridimensionales de la AR (9) modificada. . . . .	66
4.3	Sistema simplificado de la AR. . . . .	67

4.4	Esquema de los puntos seleccionados para la determinación de los ejes locales. . . . .	68
4.5	Geometría de la articulación de la rodilla. . . . .	69
4.6	Esquema de los ejes anatómicos de la geometría. . . . .	70
4.7	Vista frontal del sistema previo y posterior al movimiento. . . . .	73
4.8	Vista lateral del sistema previo y posterior al movimiento. . . . .	74
4.9	Esquema de curvas (en el sistema de referencia local de la AR) a imponer como condición de borde. . . . .	75
4.10	Esquema de curvas a imponer como condición de borde al fémur en el sistema de referencia global . . . . .	76
4.11	Esquema de curvas a imponer como condición de borde a la tibia en el sistema de referencia global . . . . .	76
4.12	Representación gráfica de la imposición de las condiciones de borde sobre los huesos . . . . .	77
4.13	Representación gráfica de la definición de las zonas de posible contacto del sistema . . . . .	78
4.14	Discretización de la geometría que representa el Fémur. . . . .	80
4.15	Discretización de la geometría que representa la Tibia. . . . .	80
4.16	Primera discretización de los Ligamentos Cruzados . . . . .	81
4.17	Tensión equivalente de Von Mises - Resultados de la simulación de evaluación. . . . .	81
4.18	10 LCA con diferente grado de refinamiento - Vista anterior. . .	82
4.19	10 LCA con diferente grado de refinamiento - Vista posterior. .	83
4.20	Esquema de un tetraedro de 10 nodos - Fuente: <i>Maas et al. (10)</i> . .	83
4.21	Convergencia de malla por desplazamiento. . . . .	85
4.22	Histogramas de cantidad de elementos para cada tensión. . . . .	86
4.23	Energía de deformación final en función del número de elementos. .	87
4.24	Diferencia de energía de deformación en función del número de elementos. . . . .	87
4.25	Tiempo de cálculo en función del número de elementos. . . . .	88
4.26	Ubicación del túnel tibial realizado. . . . .	90
4.27	Ubicación del túnel femoral realizado. . . . .	91
4.28	Variaciones en la inserción del túnel femoral a 3mm de la inserción original. . . . .	92
4.29	Elipses que guían el injerto. . . . .	92

5.1	$\sigma_1$ para la AR sana a los 4,25s de simulación. . . . .	95
5.2	Fuerzas ejercidas sobre el fémur. . . . .	96
5.3	Momentos ejercidas sobre el fémur. . . . .	97
5.4	Tensiones equivalentes de Von Mises para los tres tipos de injertos. . . . .	98
5.5	Comparación de la fuerza total de las reconstrucciones. . . . .	99
5.6	Comparación del momento total de las reconstrucciones. . . . .	100
5.7	Distribución de tensiones para el injerto del modelo rTPp. . . . .	101
5.8	Distribución de tensiones para el injerto del modelo rTPa. . . . .	102
5.9	Distribución de tensiones para el injerto del modelo rTPd. . . . .	103
5.10	Comparación de las fuerzas en dirección lateral ejercidas sobre el fémur. . . . .	104
5.11	Comparación de las fuerzas en dirección anterior ejercidas sobre el fémur. . . . .	105
5.12	Comparación de las fuerzas en dirección proximal ejercidas sobre el fémur. . . . .	106
5.13	Comparación de los momentos extensores ejercidos sobre el fémur. . . . .	107
5.14	Comparación de los momentos hacia varo ejercidos sobre el fémur. . . . .	108
5.15	Comparación de los momentos hacia rotación interno ejercidos sobre el fémur. . . . .	109
1.1	Comparación de la Fuerza Lateral para reconstrucciones con diferente material. . . . .	133
1.2	Comparación de la Fuerza Anterior para reconstrucciones con diferente material. . . . .	134
1.3	Comparación de la Fuerza Proximal para reconstrucciones con diferente material. . . . .	134
1.4	Comparación del Momento Extensor para reconstrucciones con diferente material. . . . .	135
1.5	Comparación del Momento de Varo-Valgo para reconstrucciones con diferente material . . . . .	135
1.6	Comparación del Momento de Rotación Interna-Externa para reconstrucciones con diferente material . . . . .	136

# Listas de tablas

3.1	Tabla de tiempos y diferencias de cada ciclo . . . . .	61
4.1	Características del donante. *Número de identificación del donante del National Disease Research Exchange, donde se adquirió el espécimen. . . . .	65
4.2	Propiedades del LCA y el LCP utilizadas por (11; 12; 13) - Todas las propiedades en MPa excepto $C_4$ y $\lambda^*$ que son adimensionados.	72
4.3	Parámetros de mallado de cada estructura . . . . .	80
4.4	Parámetros de mallado de cada LCA utilizado en la convergencia	84
4.5	Propiedades del TP, ST y el Gr utilizadas por Peña <i>et al.</i> (14) .	93

# Listado de símbolos

- $B_R$  Configuración de referencia de un sólido. 48  
 $B_t$  Configuración deformada de un sólido. 48  
 $C_1$  Coeficiente del Modelo Material de Mooney-Rivlin. 53  
 $C_2$  Coeficiente del Modelo Material de Mooney-Rivlin. 53  
 $C_3$  Coeficiente del Modelo Material de las fibras. 54  
 $C_4$  Coeficiente del Modelo Material de las fibras. 54  
 $C_5$  Coeficiente del Modelo Material de las fibras. 54  
 $C_6$  Coeficiente del Modelo Material de las fibras. 54  
 $\mathbf{F}$  Tensor gradiente de deformaciones. 48  
 $FE_G$  Matriz de ángulos de FE en el sistema global. 75  
 $FE_L$  Matriz de ángulos de FE en el sistema local. 74  
 $I_1$  Primer Invariante de  $\mathbf{C}$ . 51  
 $I_2$  Segundo Invariante de  $\mathbf{C}$ . 51  
 $I_3$  Tercer Invariante de  $\mathbf{C}$ . 51  
 $I_4$  Cuarto Pseudo-Invariante de  $\mathbf{C}$ . 51  
 $I_5$  Quinto Pseudo-Invariante de  $\mathbf{C}$ . 51  
 $IE_G$  Matriz de ángulos de IE en el sistema global. 75  
 $IE_L$  Matriz de ángulos de IE en el sistema local. 75  
 $J$  Determinante del gradiente de deformaciones  $\mathbf{F}$ . 49  
 $K$  Módulo de compresibilidad. 52  
 $M_R$  Matriz de rotación del sistema. 69  
 $P$  Posición de  $X$  en  $B_R$ . 48  
 $\Psi$  Función de Densidad de Energía de Deformación. 50  
 $\mathbf{Q}$  Ángulo entre el eje anatómico y el mecánico del fémur. 69  
 $S_n$  Variable aleatoria. 61  
 $T$  Estadístico de la distribución T-Student. 62

- $T_i$  Tiempo en subir el escalón. 61  
 $\bar{X}$  Media de la muestra. 62  
 $\alpha$  Parámetro para definir la confianza de una estimación. 63  
 $\vec{a}^0$  Dirección de las fibras en la configuración de referencia. 51  
 $\alpha_{FE_j}^{t_i}$  Ángulo de FE en el instante “i”, según “j” en el sistema global. 75  
 $\alpha_{IE_j}^{t_i}$  Ángulo de IE en el instante “i”, según “j” en el sistema global. 75  
**C** Tensor de deformaciones de Cauchy-Green por derecha. 48  
**S** Tensor de Cosserat o Segundo Tensor de Piola-Kirchhoff. 49  
 $\delta_{ij}$  Operación matemática delta de Dirac. 48  
 $S_{STD}$  Desviación estándar de una muestra. 62  
 ${}^S d_P^i$  Posición del punto “P” en la dirección “i” en el sistema “S”. 32  
 ${}^S \vec{d}_P$  Vector desde el origen del sistema “S” hasta “P”. 32  
 $\vec{e}_i$  Vector error del marcador “i”. 41  
**E** Error total de la estimación de la configuración ósea. 42  
 $\nabla_m$  Operación matemática gradiente material. 48  
 $\lambda$  Estiramiento de una fibra. 51  
 $\mu$  Media de una población. 60  
 $\phi_C$  Ángulo coronal. 90  
 $\phi_S$  Ángulo sagital. 90  
 $\phi_T$  Ángulo transversal. 91  
 $p$  Posición de  $x$  en  $B_R$ . 48  
**q** Configuración ósea. 42  
 $\sigma$  Tensor simétrico de tensiones de Cauchy. 49  
 $\sigma_{STD}$  Desviación estándar de una población. 60  
 $\sigma_1$  Primera tensión principal. 85  
 $\sigma_2$  Segunda tensión principal. 85  
 $\sigma_3$  Tercer tensión principal. 85  
 $\sigma_{VM}$  Tensión equivalente de Von Mises. 81  
 $t_{\alpha/2}$  Parámetro de la distribución T-Student. 63  
 $\theta_{FE}^{t_i}$  Ángulo de FE en el instante “i” en el sistema local. 75  
 $\theta_{IE}^{t_i}$  Ángulo de IE en el instante “i” en el sistema local. 75  
 $u_i$  Vector de desplazamiento. 48  
**1** Tensor identidad de orden 2. 55  
 $\chi(X)$  Función de deformación. 48

$X$  Partícula de un sólido en  $B_R$ . [48](#)

# **Lista de siglas**

Listas de siglas

- 2D** Dos Dimensiones 15  
**3D** Tres Dimensiones 15  
**AL** Haz Antero-Lateral 12  
**AM** Haz Antero-Medial 12, 89  
**AP** Desplazamiento Antero-Posterior 6  
**AR** Articulación de la Rodilla 4  
**CRC** Centro de Rotación de la Cadera 33  
**CRR** Centro de Rotación de la Rodilla 32  
**CRT** Centro de Rotación del Tobillo 32  
**DB** Double Boundle (Técnica de doble haz) 18  
**DED** Densidad de Energía de Deformación 50  
**DoF** Grados de Libertad (Degrees of Freedom) 29  
**FE** Giro de Flexo-Extensión 6  
**Gr** Músculo Gracilis 21  
**IE** Rotación Interna-Externa 6  
**LCA** Ligamento Cruzado Anterior 10  
**LCL** Ligamento Colateral Lateral 10  
**LCM** Ligamento Colateral Medial 10  
**LCP** Ligamento Cruzado Posterior 10  
**LM** Desplazamiento Latero-Medial 6  
**MEF** Método de Elementos Finitos 47  
**OA** Osteoartritis 13  
**PD** Desplazamiento Próximo-Distal 6  
**PL** Haz Postero-Lateral 12  
**PM** Haz Postero-Medial 12

- PiG** Protocolo de captura de movimiento *Plug-in Gait* [28](#)
- PiG<sub>m</sub>** Protocolo de captura de movimiento *Plug-in Gait modificado* [28](#)
- SB** Single Boundle (Técnica de un haz) [18](#)
- ST** Músculo Semitendinoso [21](#)
- STA** Soft Tissue Artefacts [40](#)
- TP** Tendón Patelar [21](#)
- VV** Rotación de Varo-Valgo [6](#)
- rGro** rLCA con Gracilis en el origen. [93](#)
- rLCA** Reconstrucción de Ligamento Cruzado Anterior [18](#)
- rSTo** rLCA con Semitendinosor en el origen. [93](#)
- rTPa** rLCA con Tendón Patelar, anterior al origen. [93](#)
- rTPd** rLCA con Tendón Patelar, distal al origen. [93](#)
- rTPo** rLCA con Tendón Patelar en el origen. [93](#)
- rTPp** rLCA con Tendón Patelar, proximal al origen. [93](#)

# Tabla de contenidos

<b>Lista de figuras</b>	<b>xii</b>
<b>Lista de tablas</b>	<b>xvi</b>
<b>Lista de símbolos</b>	<b>xix</b>
<b>Lista de siglas</b>	<b>xxi</b>
<b>1 Introducción</b>	<b>1</b>
1.1 Breve reseña histórica . . . . .	2
1.2 Articulación de la Rodilla . . . . .	4
1.2.1 Huesos . . . . .	7
1.2.2 Meniscos . . . . .	8
1.2.3 Cartílago Articular . . . . .	10
1.2.4 Ligamentos . . . . .	10
1.3 Contexto del Ligamento Cruzado Anterior . . . . .	13
1.3.1 Biomecánica del LCA . . . . .	13
1.3.2 Comportamiento mecánico del LCA . . . . .	15
1.3.3 Falla del LCA . . . . .	17
1.3.4 Reconstrucción del LCA . . . . .	18
1.3.5 Problema . . . . .	22
1.3.6 Objetivos . . . . .	22
1.3.7 Metodología . . . . .	23
<b>2 Fundamentos teóricos</b>	<b>27</b>
2.1 Cinemática . . . . .	28
2.1.1 Toma de Medidas Antropométricas . . . . .	32
2.1.2 Calibración Estática . . . . .	32
2.1.3 Captura de Movimiento y Optimización . . . . .	39

2.2	Aplicaciones del Método de Elementos Finitos en la AR . . . . .	45
2.3	Modelos Materiales . . . . .	48
2.3.1	Hiperelástico Transversalmente Isotrópico . . . . .	50
<b>3</b>	<b>Captura de Movimiento y Procesamiento</b>	<b>57</b>
3.1	Consideraciones . . . . .	57
3.2	Procedimiento . . . . .	57
3.3	Procesamiento . . . . .	60
<b>4</b>	<b>Modelo Computacional</b>	<b>64</b>
4.1	Implementación del modelo de AR sana . . . . .	64
4.1.1	Geometría . . . . .	64
4.1.2	Materiales . . . . .	71
4.1.3	Condiciones de borde . . . . .	72
4.1.4	Formulación del problema . . . . .	77
4.1.5	Malla y análisis de convergencia . . . . .	79
4.2	Implementación del modelo de AR posterior a la rLCA . . . . .	89
4.2.1	Geometría de los túneles Óseos . . . . .	89
4.2.2	Geometría y materiales del Ligamento sustituto . . . . .	91
<b>5</b>	<b>Resultados y Discusión</b>	<b>94</b>
5.1	Articulación de la Rodilla sana . . . . .	94
5.2	Reconstrucción de LCA . . . . .	97
5.2.1	Variabilidad con el tipo de injerto . . . . .	98
5.2.2	Efectos del cambio en la inserción femoral . . . . .	101
<b>6</b>	<b>Conclusiones y Trabajos futuros</b>	<b>111</b>
6.1	Sobre los objetivos . . . . .	111
6.2	Recomendaciones y trabajos a futuro . . . . .	116
6.3	Sobre el camino recorrido . . . . .	117
<b>Referencias bibliográficas</b>		<b>119</b>
<b>Glosario</b>		<b>131</b>
<b>Apéndices</b>		<b>132</b>
Apéndice 1 Material anexo . . . . .		133

# Capítulo 1

## Introducción

El desarrollo de este trabajo se enmarca en un área del conocimiento científico conocida hoy en día como *Biomecánica*.

La Biomecánica tiene como principal característica la necesaria interacción entre diferentes disciplinas. Por lo tanto, se decide incorporar a la definición de la Real Academia Española<sup>1</sup>, algunos de los conceptos que presentó el Dr. Pedro Vera Luna (Director del Instituto de Biomecánica de Valencia) en su trabajo sobre la biomecánica deportiva (15), para obtener una definición más descriptiva y completa que guíe al lector.

*La Biomecánica es una disciplina científica que reúne conocimientos de diversas áreas, con el fin de estudiar el comportamiento de los seres vivos como estructuras mecánicas, aplicando las leyes de la mecánica y la fisiología para analizar la respuesta de estos sistemas sometidos a diversas condiciones según el ambiente que los rodea.*

La biomecánica se estableció como una disciplina reconocida y como área de investigación en la segunda mitad del siglo XX gracias a los aportes de Y. C. Fung, quién es considerado cómo el padre de la biomecánica moderna (16). Esta disciplina se enfoca principalmente en 4 diferentes aristas de los seres vivos. El análisis del **sistema circulatorio**, desde el estudio de la circulación sanguínea, hasta el comportamiento mecánico de las arterias y venas que la conducen. El estudio de los **huesos**, desarrollando ecuaciones constitutivas, analizando la falla y el movimiento. El estudio del **tejido muscular** que corresponde no solamente a su comportamiento elástico lineal y no lineal, sino

---

<sup>1</sup>La Biomecánica, según la definición de la Real Academia Española es: “*El estudio de las leyes de la mecánica en la estructura y el movimiento de los seres vivos*”

también a su activación ya que no es una estructura completamente pasiva. Y finalmente el estudio de los **tejidos blandos**, enfocándose en la caracterización tanto de sus relaciones constitutivas como en su rol dentro del sub-sistema en el que se encuentra. Estas áreas a menudo interactúan entre sí, complejizando el sistema a estudiar, por ejemplo, en el presente trabajo se entrelaza la cinemática articular con el análisis de los tejidos blandos.

## 1.1. Breve reseña histórica

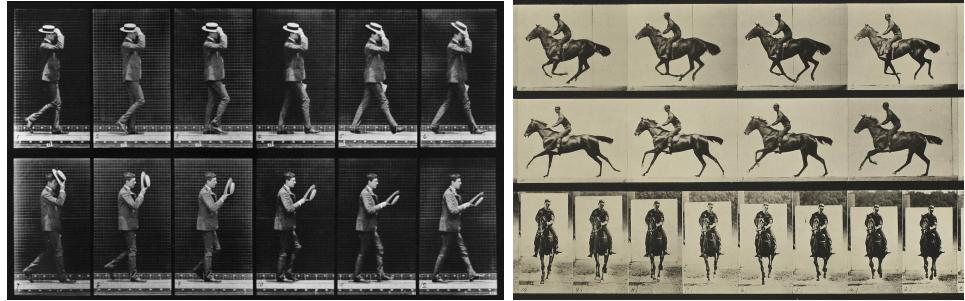
Aunque “*los problemas que estudia esta disciplina son tan antiguos como la vida misma*” (17), ésta presenta curiosamente su auge recién en el siglo XX con los primeros estudios sobre la marcha humana. Sin embargo, en épocas anteriores, fueron realizada algunas contribuciones puntuales, que comenzaron a marcar un camino (18).

La primer persona de la que se tiene registro que realizó un análisis de un ser vivo desde el punto de vista de la Biomecánica fue Aristóteles (384-322 a.C.), quién en uno de sus tratados “*Incessu Animalium*” (La Marcha Animal) registró observaciones de la forma y la cadencia al andar de algunos animales, convirtiéndose en un pionero en analizar esta temática.

Centenares de años después, Leonardo Da Vinci (1452 - 1519) revivió la curiosidad de entender cómo funcionan los seres vivos e intentó caracterizar mediante variados experimentos, tanto el vuelo de los pájaros, como la bipedestación, la marcha y el salto de los humanos (18).

Algunos años más tarde, ya en el siglo XIX, Étienne Jules Marey, médico, fisiólogo e inventor, se destacó por sus aportes en el análisis de la marcha humana, aplicando técnicas de ciclofotografía y desarrollando ingeniosos instrumentos de medición. Eadweard Muybridge, también en la misma época, junto con las Universidades de Stanford y de Pennsylvania desarrolló un extenso trabajo capturando más de 20.000 fotografías (Figura 1.1) de diferentes actividades diarias de los humanos (o de animales) que permitieron analizar el movimiento en dos y en tres planos ortogonales (18).

A finales del siglo XIX y principios del siglo XX, el desarrollo tecnológico permitió generar un avance considerable en las técnicas de experimentación y captación de datos. Tanto fue así que, Dubois, Reymond y Duchenne lograron realizar importantes contribuciones en lo que refiere a estudios electromiográficos.



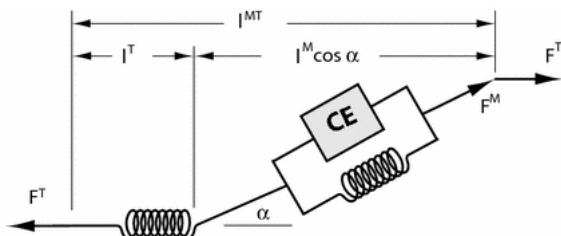
(a) Man taking off his hat.

(b) Horse in motion.

**Figura 1.1:** Trabajo fotográfico de Eadweard Muybridge

cos, mientras que por otro lado, Wilhelm Braun y Otto Fischer consiguieron llevar a cabo el primer análisis cinemático 3D de la historia con cuatro cámaras (18).

Con el rápido avance de la tecnología en el siglo XX debido a las dos Guerras Mundiales, la generación de conocimiento en muchas áreas científicas fue inminente y por supuesto, en biomecánica no fue la excepción. Sumado a esto, el reconocimiento de los aportes de esta área generaron mayor financiación para las investigaciones, lo que se realimentaba en mayor producción de conocimiento. En esta época se destacan desarrollos en áreas como, kinesiología, movimiento, postura, control motor y modelos músculo-esqueléticos, se destaca en esta última, Archivald Vivian Hill, quién recibió el premio Nobel en Fisiología y Medicina en 1922 con su modelo mecánico del músculo, conocido como Modelo de Hill (Figura 1.2) (18). Este modelo toma en cuenta el largo del tendón  $l^T$ , el largo del músculo  $l^M$ , la componente elástica de cada uno, el ángulo de penalización  $\alpha$  entre ambos y la fuente de energía del músculo.



**Figura 1.2:** Modelo fisiológico de activación muscular (1).

A finales del siglo XX y comienzos del siglo XXI, la biomecánica cobró tal magnitud gracias a sus resultados y su amplio alcance en diferentes direcciones,

que su enfoque se comenzó a diversificar. Una de las líneas en las que más se profundizó es la biomecánica humana, que a su vez, según *Pérez y Llana* (18) e *Izquierdo y Redín* (19), puede ser subdividida en las tres categorías que se definen a continuación:

- **Biomecánica Médica:** Estudia los efectos de diferentes patologías sobre los seres humanos para generar diagnósticos, evaluar tratamientos o curarlas y se puede subdividir en por lo menos cuatro subáreas:
  - *Biomecánica aplicada a la traumatología.*
  - *Biomecánica aplicada a la rehabilitación.*
  - *Biomecánica aplicada a la fisiología.*
  - *Biomecánica ortopédica.*
- **Biomecánica ocupacional (ergonomía):** Analiza los resultados de la interacción del humano con los diferentes ambientes que lo rodean para adaptarlos a sus necesidades.
- **Biomecánica deportiva:** Estudia las actividades físicas en el deporte para mejorar su rendimiento, desarrollando entrenamientos y equipos, con ese fin.

Actualmente la biomecánica se extiende fundamentalmente en tres campos: teórico, experimental y computacional (20; 21). Sin embargo, diferentes motivos han contribuido para que los métodos computacionales hayan ganado protagonismo en el análisis de la biomecánica en los últimos años (21). Este trabajo de tesis, que simula la articulación de la rodilla a partir de datos experimentales para mejorar el entendimiento y evaluar los efectos de una plastia de ligamento cruzado anterior, es un claro ejemplo de un trabajo computacional con una veta experimental enmarcado en el área de Biomecánica Médica.

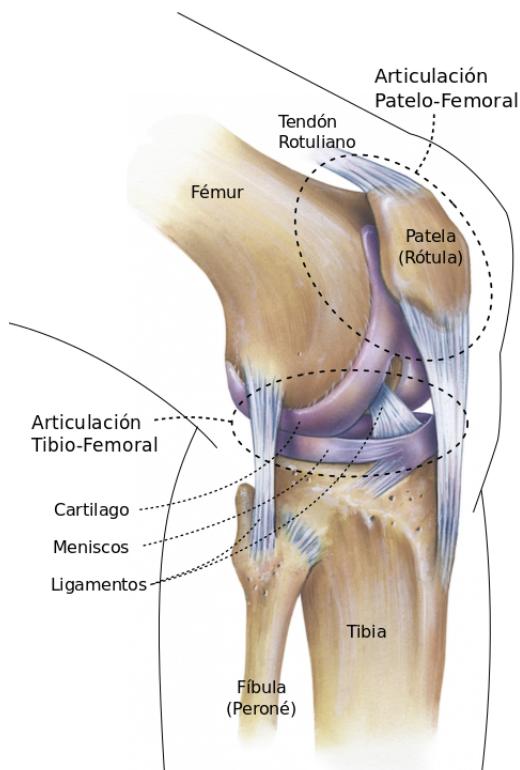
## 1.2. Articulación de la Rodilla

La Articulación de la Rodilla (AR) es una articulación sinovial<sup>1</sup> compuesta por la interacción entre la zona distal del fémur y la zona proximal de la tibia

---

<sup>1</sup>Articulación en la cual los componentes se encuentran separados por una estrecha cavidad que contiene líquido sinovial, que es un fluido viscoso, compuesto mayoritariamente por ácido hialurónico, que actúa como lubricante de las superficies y amortiguador de impactos. *Elsevier Connect 3/10/2018*

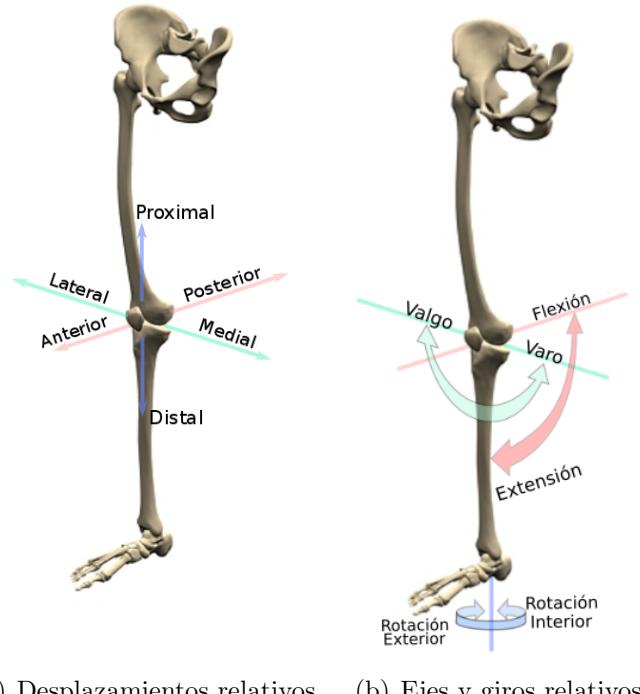
(Articulación Tibio-Femoral) y la interacción entre la parte posterior de la Patela (Rótula) y la zona distal anterior del fémur (Articulación Patelo-Femoral) (22), ver Figura 1.3. La AR es la más grande del cuerpo humano, además, es una de las más complejas y exigidas, debido a que debe ser capaz de soportar las cargas relacionadas a las actividades diarias del humano y su estructura debe permitir movimientos triaxiales sin perder la estabilidad, ni el control motor (23; 24; 25; 26).



**Figura 1.3:** Esquema de la Articulación de la Rodilla. Fuente: <https://images.app.goo.gl/jy2Qvb7bftrMcygE9> modificada.

En la AR se presentan dos tipos de componentes diferentes; el grupo de los huesos compuesto por el Fémur, la Patela, la Tibia y la Fibula, y los tejidos blandos, grupo formado principalmente por Ligamentos, Tendones, Cartílago Articular y Meniscos (ver Figura 1.3). Estos componentes interaccionan entre sí, en función de las solicitudes, para permitir (o restringir) en diferente grado, la movilidad en los seis grados de libertad posibles mientras se transmiten las cargas. Los seis movimientos factibles están definidos a partir de los desplazamientos o giros relativos entre la Tibia y el Fémur (ver Figura 1.4). Tanto los ejes de giro como los desplazamientos han sido ampliamente estudiados y

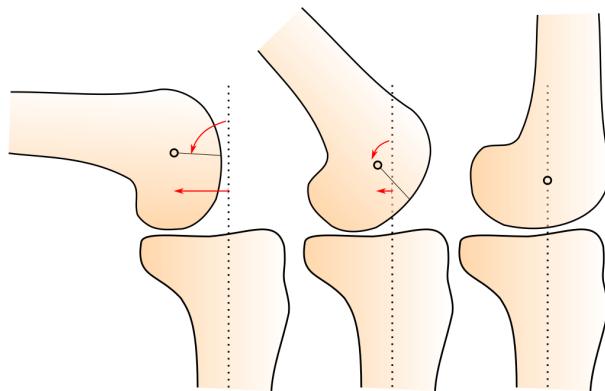
su definición fue estandarizada por la Sociedad Internacional de Biomecánicos, de forma de facilitar el intercambio y la descripción clínica de los movimientos articulares (27; 28).



**Figura 1.4:** Esquema de los seis grados de libertad de la AR.

El Giro de Flexo-Extensión (FE) es el principal movimiento de la articulación, además, la AR permite en menor medida un Desplazamiento Antero-Posterior (AP) y una Rotación Interna-Externa (IE). Estos se encuentran fuertemente relacionados con el movimiento de FE, debido a la geometría de las superficies sobre las cuales se da el movimiento (29; 30) (ver Figura 1.5). Sin embargo, tanto el Desplazamiento Próximo-Distal (PD) y el Desplazamiento Latero-Medial (LM), como el de Rotación de Varo-Valgo (VV), aunque existentes, son en comparación de una menor magnitud (29; 30).

En los siguientes apartados se realizará una descripción general de los elementos que componen la AR, sus características mecánicas y su rol en la biomecánica de la rodilla.



**Figura 1.5:** Esquema del desplazamiento Anteroposterior en la Extensión.

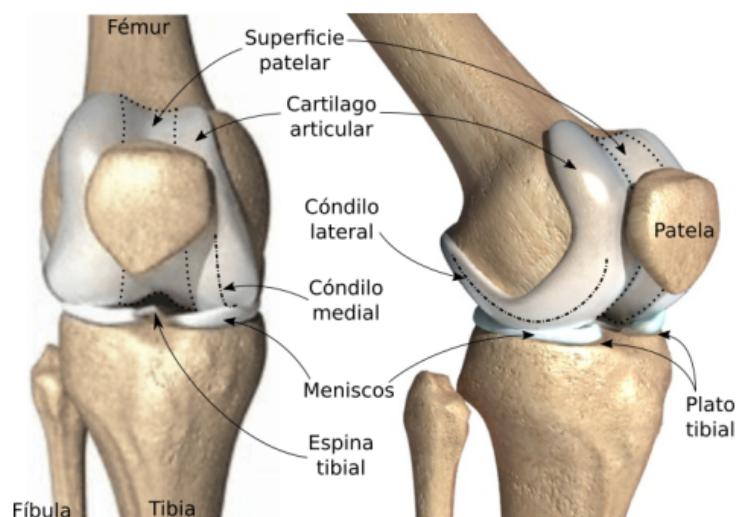
### 1.2.1. Huesos

Los huesos son estructuras formadas principalmente por tejido óseo y componentes extracelulares calcificados que le proporcionan gran dureza. Esta estructura se ordena en dos fases diferentes, la capa exterior llamada Hueso Cortical, altamente ordenada, densa y rígida, y la zona interior llamada Hueso Trabecular, siendo una estructura de alta porosidad y más ligera (31; 32). La principal función de los huesos es conformar una estructura rígida que transmita las cargas y sirva como punto de anclaje de los músculos a través de los tendones. A pesar de ser estructuras elásticas con un módulo Young equivalente de alrededor de 15 MPa (si se considerara como isotrópico), los huesos son a menudo considerados como cuerpos rígidos cuando el sistema de estudio comprende tejidos blandos, puesto que la rigidez de estos últimos es considerablemente menor (26).

**Fémur:** Ubicado en el muslo, es el hueso más largo del cuerpo humano, y es el que une la articulación de la cadera con la de la rodilla. Este hueso en la zona distal finaliza en dos cóndilos convexos, uno medial más pronunciado y otro lateral, ambos cubiertos por cartílago articular y separados entre si por la fosa intercondileal como se ve en la Figura 1.6 (23; 31).

**Tibia:** Este hueso se encuentra en la pierna, y es el que une la AR con la articulación del tobillo. La zona proximal de la tibia está compuesta por dos platos que reciben los cóndilos femorales, y también están cubiertos por cartílago articular. El plato medial presenta una geometría cóncava y el lateral es prácticamente plano, encontrándose divididos por la espina tibial, ver Figura 1.6 (23; 31).

**Patela:** La patela, mejor conocida como rótula, es el hueso sesamoideo<sup>1</sup> más grande del cuerpo humano. Éste está ubicado en la zona anterior de la rodilla e incluido en el tendón del cuadriceps. Este hueso desliza sobre la superficie patelar del fémur como se ve en la Figura 1.6 y funciona como guía de las fuerzas ejercidas sobre la tibia por el cuadriceps mientras aumenta el brazo de palanca (23; 31).



**Figura 1.6:** Detalle de las zonas de la articulación de la rodilla. Fuente: <https://images.app.goo.gl/MYCbFtHaXBxmhRoA9> modificada.

### 1.2.2. Meniscos

La articulación de la rodilla contiene dos meniscos ubicados entre cada uno de los cóndilos femorales y el platillo tibial, uno en la zona medial y el otro en la zona lateral, como se ve en la Figura 1.6.

Los meniscos cumplen funciones vitales en la AR como la distribución de cargas, la absorción de impacto, la reducción de las tensiones de contacto, la estabilización pasiva, el aumento del área de contacto, la restricción del movimiento de extenso-flexión y la propiocepción (29; 30; 33).

Éstos también son estructuras fibro-cartilaginosas, compuestas por colágeno<sup>2</sup> y proteoglicanos<sup>3</sup> que le dan a los meniscos la propiedad de soportar

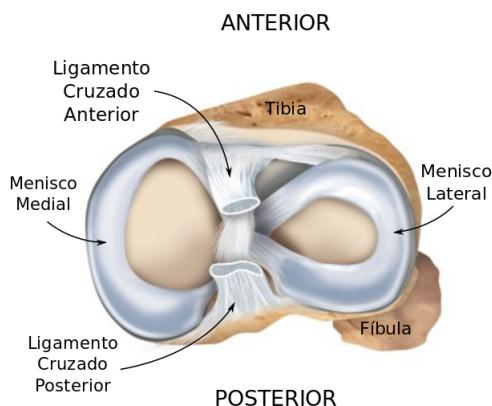
---

<sup>1</sup>Hueso pequeño y redondeado incrustado en un tendón sometido habitualmente a compresión y a fuerza de tensión.

<sup>2</sup>Molécula proteínica que se encuentra en el tejido conjuntivo, óseo y cartilaginoso

<sup>3</sup>Moléculas altamente glucosiladas que dotan de alta viscosidad y baja compresibilidad

cargas y ser buenos lubricantes. Las fibras de colágeno se orientan principalmente longitudinalmente, mientras que existen alineamientos secundarios en dirección radial (y algunas oblicuas) que mejoran la distribución de las tensiones y generan una red fibrilar resistente. Estas estructuras presentan una forma similar a una letra “C” (ver Figura 1.7) que apoyados sobre el platillo tibial a través de su superficie distal (casi plana), sirven de asiento para los cóndilos al generar una superficie cóncava (29; 30; 33).



**Figura 1.7:** Vista superior de AR derecha. Fuente: <https://activeimplants.eu/meniscus-knee-pain-osteoarthritis/> modificada.

El menisco medial tiene una estructura aproximadamente semicircular con diámetro medio de 35mm (Figura 1.7) y posee tres ligamentos asociados: el ligamento coronario (que une el borde periférico a la cápsula de la articulación), el ligamento colateral medial profundo (que lo sujetta en sobre la mitad del recorrido) y el ligamento del menisco (que une el cuerno anterior del menisco medial y el menisco lateral).

El menisco lateral es casi circular y uniforme (Figura 1.7), su cuerno anterior se fija adyacente a la inserción tibial del Ligamento Cruzado Anterior (LCA) y posteriormente se fija próximo a estos en la eminencia lateral tibial (29; 30; 33).

Funcionalmente, la principal diferencia entre los meniscos es que el lateral se mueve casi libremente mientras que el medial, al estar sujeto en varios puntos, presenta mas restricciones perdiendo la posibilidad de deformarse libremente y aumentando la posibilidad de lesiones (29; 30; 33).

---

a una solución

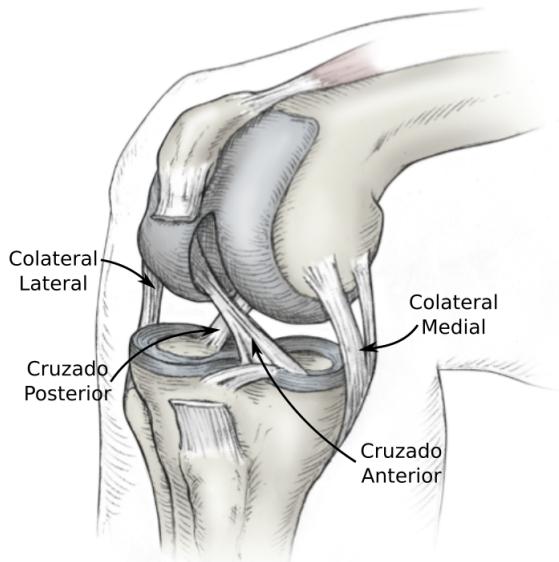
### **1.2.3. Cartílago Articular**

El cartílago articular es un tejido avascular que recubre las superficies óseas que por el funcionamiento normal de la articulación se encuentran en contacto mutuo, debiendo deslizar unas sobre las otras, ver Figura 1.6. La principal función de estas estructuras es amortiguar las cargas sobre las superficies en contacto y permitir el desplazamiento entre los huesos de las articulaciones evitando su desgaste (34; 35; 36).

El cartílago presenta un comportamiento viscoelástico en compresión, tracción y corte, dado por la interacción entre sus fases líquidas y sólidas, y su matriz extracelular. (34; 35; 36). La fase fluida conforma aproximadamente 80 % del cartílago y esta constituida por agua intersticial que dota al cartílago de la capacidad de absorber impactos, dado que puede fluir a través de una matriz porosa y permeable (34; 35; 36). La fase sólida de la matriz esta compuesta principalmente por macromoléculas de colágeno y proteoglicanos. Las fibras de colágeno forman más del 50 % del peso seco y se encargan del mantenimiento de la integridad del tejido, mientras que los proteoglicanos son muy viscosos e hidrófilos, lo que produce una gran resistencia a la compresión (34; 35; 36).

### **1.2.4. Ligamentos**

Los ligamentos son estructuras fibrosas que tienen como función restringir y darle estabilidad a una articulación sin perder movilidad (37; 38). Los ligamentos son tejidos conectivos con fibras de colágeno empaquetadas y alineadas en dirección longitudinal, lo cual proporciona una eficiente resistencia a la tensión. Los haces de fibras de colágeno en los ligamentos (y también en los tendones) además de generar redes propicias para darle estabilidad estructural a los tejidos, se encuentran microscópicamente dispuestos en arreglos sinusoidales cuando están libres de tensiones, esto proporciona características como: absorción de impactos y no linealidad en la curva de fuerza-elongación (38). En la SR los principales ligamentos que se encuentran presentes y que juegan un rol fundamental en la estabilidad y la movilidad son: el Ligamento Colateral Lateral (LCL), el Ligamento Colateral Medial (LCM), el Ligamento Cruzado Posterior (LCP) y el Ligamento Cruzado Anterior (LCA)(ver Figura 1.8) (17; 23; 26; 30; 33; 37; 39; 40).



**Figura 1.8:** Esquema de los ligamentos de la rodilla. Fuente: <https://www.ebmconsult.com/articles/anatomy-knee> modificada

**Ligamento Colateral Lateral (LCL):** El LCL, también conocido como Ligamento Fibular Lateral, se encuentra unido próximo al epicóndilo lateral del fémur y desciende extra-articularmente hacia la faceta lateral de la fíbula (ver Figura 1.8). Este ligamento mide generalmente entre 3 y 4mm de ancho y su principal función es restringir la rotación en varo de la AR en todo el rango del movimiento y provoca a que se alcancen ángulos de rotación externa favorables para la flexo-extensión. Secundariamente, en condiciones de un LCA deficiente juega un papel de estabilizador articular para la translación anterior y la rotación interna de la tibia (29; 30; 33; 41).

**Ligamento Colateral Medial (LCM):** Es posible considerar que el LCM está dividido en dos haces, uno superficial ubicado en la zona exterior (medial) y el profundo en el interior (lateral). El superficial se extiende desde el epicóndilo medial del fémur hasta la cara anteromedial de la tibia, aproximadamente entre 6 y 8cm debajo de la linea de la articulación (ver Figura 1.8). Este haz permanece tenso durante todo el rango de movimiento de flexo-extensión, fenómeno que se asocia a su principal función que es la de proveer estabilidad lateral a la articulación (30). El haz profundo es más corto y se inserta femoralmente a continuación distal de la inserción del superficial y tibialmente justo en la frontera entre el menisco medial y el platillo tibial (29; 30; 33; 41). Un estudio (42) muestra que la tensión de ruptura del superficial es más del

doble que la del profundo y además es más rígido, por lo que se lleva la mayor parte de la carga. La principal función del LCM es evitar el giro de valgo de la articulación, mientras que secundariamente, actúa como sujetador de la tibia para evitar la rotación interna-externa excesiva (29; 30; 33; 41).

**Ligamento Cruzado Posterior (LCP):** Este ligamento está conformado por dos haces, uno Haz Antero-Lateral (AL) y otro Haz Postero-Medial (PM), divididos por su función y no por su estructura física. En comparación con el LCA, éste es más largo y fuerte, y atraviesa la fosa intercondileal desde el borde posterior del platiólo tibial, por detrás del LCA y llega a la superficie lateral del cóndilo femoral medial (ver Figura 1.8). La inserción proximal del ligamento forma una media luna contra el cartílago articular en el cóndilo femoral medial, y a menudo, es confundido con el ligamento del menisco lateral que en oportunidades se inserta en el mismo lugar. La inserción tibial es consistentemente rectangular y está ubicada en la faceta posterior de la tibia (ver Figura 1.8) (29; 30; 33; 43). El haz AL es más fuerte y presenta una mayor área transversal, encontrándose sin tensión mientras la rodilla se encuentra en extensión y va cobrando tensión al aumentar la flexión. Sin embargo, el haz PM esta tensionado en extensión y en flexión profunda, mientras que en valores medios de flexión pierde la tensión (33).

**Ligamento Cruzado Anterior (LCA):** Este ligamento se ubica también en la fosa intercondileal y al igual que el LCP está compuesto por dos haces bien diferenciados, uno Haz Antero-Medial (AM) y otro Haz Postero-Lateral (PL). Su inserción proximal está ubicada en la cara medial del cóndilo femoral lateral en la intersección de la cresta intercondileal y la cresta bifurcada, mierntras su inserción tibial, se encuentra medial a la tuberosidad intercondileal tibial y adyacente al cuerno anterior del menisco medial (ver Figura 1.8) (29; 30; 33; 43).

Cuando la AR se encuentra en extensión, el haz PL está traccionado mientras que el AM se encuentra sin tensión. A medida que la articulación se flexiona, el haz PL comienza a perder tensión mientras que el haz AM es el que pasa a tensionarse. La máxima tensión en el ACL es alcanzada cuando se carga la tibia anteriormente cerca de la posición de extensión (33).

## 1.3. Contexto del Ligamento Cruzado Anterior

El LCA es el mayor estabilizador de la AR y simultáneamente es el que presenta la mayor frecuencia de lesiones, por ejemplo en Estados Unidos se realizan más de 300.000 reconstrucciones de LCA al año (44; 45; 46). A pesar de que los últimos 50 años se ha desarrollado considerablemente el conocimiento científico, los resultados a largo plazo de las reconstrucciones manifiestan una degradación en la dinámica articular llevando al desarrollo temprano de afecciones como la Osteoartritis (OA). Además, una cantidad considerable de reconstrucciones vuelven a fallar, evidenciando la necesidad de aumentar el conocimiento de estos mecanismos de falla, de la biomecánica, las funciones y las propiedades del LCA, para mejorar el desempeño, la recuperación y evitar la re-incidencia (4; 44; 45; 46; 47; 48; 49; 50).

### 1.3.1. Biomecánica del LCA

Las funciones de los ligamentos de la AR y en particular las del LCA son, por un lado permitir el movimiento articular normal y por el otro, restringir determinadas acciones, ofreciendo resistencia a cierto tipos de cargas. Estas funciones deben coexistir equilibradamente, puesto que una excesiva restricción del movimiento lleva a un mal funcionamiento y a cargas no fisiológicas sobre las estructuras de la AR, mientras que restricciones insuficientes derivan en inestabilidades (30; 44; 49).

El LCA se inserta femoralmente en la cara interior del cóndilo femoral lateral, ocupando un área media aproximada de  $2cm^2$ , mientras que su inserción tibial tiene un área promedio aproximada de  $3cm^2$ . El área transversal es variable siendo la menor en la zona media y crece hacia las inserciones, esto se cree que puede deberse a la necesidad de disminuir los concentradores de tensiones en esos sitios (49).

Como se mencionó anteriormente, el ligamento está compuesto por dos haces, física y funcionalmente diferenciables; un haz AM que gira sobre el PL a medida que aumenta el ángulo de flexión de la rodilla (ver Figura 1.9). Los resultados de *Butler et al.* (51) indican que ambos haces fallan en el rango de 15 a 19 % de deformación, siendo los AM quienes alcanzan una mayor tensión

última y presentan también un mayor módulo de elasticidad en comparación con el haz posterior. De esta forma, El estudio sugiere diseñar injertos con bandas de diferente materiales para reproducir mejor el comportamiento del LCA. Hay un consenso general sobre que la principal función del LCA es soportar la translación Antero-Posterior de la tibia, por lo tanto, aquellas cargas que sean aplicadas anteriormente en la tibia en el plano sagital son posibles mecanismos de falla.

Por otra parte, se ha demostrado que solo para grandes valores de fuerzas sobre la tibia en dirección Medio-Lateral producen estiramiento del LCA, sin embargo no ocurre lo mismo en dirección contraria. Aún es tema de controversia el rol del LCA en las translaciones de la AR y por lo tanto, tema de estudio (29; 44). Para las rotaciones tibiales, tanto IE como VV no hay consenso sobre si el LCA funciona o no como estabilizador, no obstante, para la mayoría de los investigadores juega un rol secundario en las restricciones de dichas rotaciones. Sin embargo, esto puede cambiar en función de las restricciones y las cargas externas a las que se somete la AR, por lo tanto, cinemática precisa es necesaria para entender la interacción entre las estructuras de la articulación (29; 44).



**Figura 1.9:** Esquema del LCA y sus haces AM y PL. Fuente: *Peter Bruckner y Karim Khan* (2).

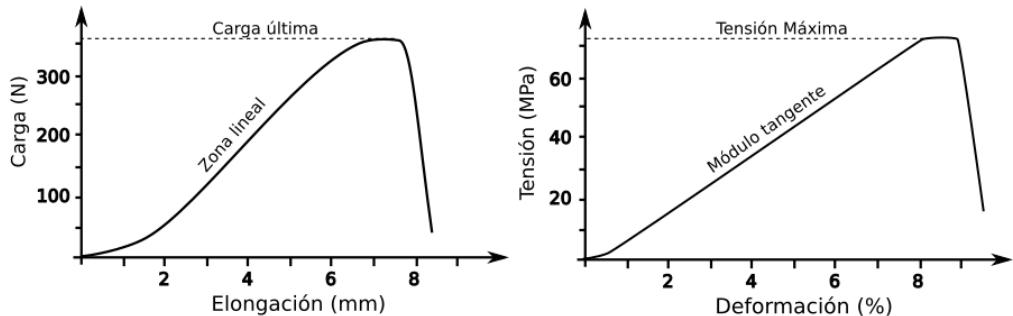
El primer modelo simplificado que se utilizó para entender la biomecánica de la rodilla supone que la rodilla funciona como una “mecanismo de 4 barras”, donde se asume cero deformación de los cruzados durante el movimiento

articular. Aunque es un modelo sobre simplificado, permitió comprender y explicar la forma de las superficies articulares, el por qué el eje de rotación de la articulación es móvil y no está sujeto a la tibia ni al fémur, la resistencia que ofrecen los cruzados a los desplazamientos Antero-Posteriores y la traslación posterior del fémur durante la flexión. Sin embargo, es necesario estudiar el movimiento en Tres Dimensiones (3D) si se desea determinar con mayor detalle el comportamiento biomecánico del LCA (29; 30; 33; 49; 52; 53).

En ausencia de cargas externas el movimiento de Extenso-Flexión de la AR es prácticamente en Dos Dimensiones (2D), sin embargo, cuando se aplican pequeñas cargas externas, el movimiento se torna completamente tridimensional y las componentes de rotación Interna-Externa y Varo-Valgo comienzan a ser apreciables. Por ejemplo, al caminar o correr, el conjunto de fuerzas ocasionadas por el movimiento genera en el instante de la extensión, un movimiento conocido como “screw-home”, que es una combinación de extensión y rotación externa de la tibia. Este movimiento es característico y solo aparece si cargas externas son aplicadas. Para estos movimientos, los ligamentos cruzados son primordiales como estabilizadores, desarrollando estas tareas a partir de las cargas generadas por su deformación (46; 49).

### 1.3.2. Comportamiento mecánico del LCA

El comportamiento mecánico de los ligamentos expresado como curvas carga-desplazamiento es no lineal (44; 46; 49). Partiendo de una configuración descargada, al comenzar a tensionar el ligamento, se presenta una zona altamente no lineal conocida como “toe region” (por la forma de la punta de un dedo del pie) donde relativamente altas deformaciones no ofrecen mucha resistencia. Se cree que este comportamiento es por el alineamiento progresivo de las fibras de colágeno, que una vez alineadas comienzan a generar una resistencia homogénea y la curva se torna lineal. El comportamiento lineal continúa hasta el punto que se alcanza la deformación máxima, el valor de la tensión cuando comienza la falla se conoce como “carga lineal”, a partir de este punto, la falla continúa impredeciblemente hasta que se completa y la tensión cae a cero (ver Figura 1.10) (44; 46; 49). Además, el comportamiento carga-elongación es dependiente del tiempo y por lo tanto los ligamentos son consideradas como materiales viscoelásticos, cuyas propiedades mecánicas de-



**Figura 1.10:** Curvas del comportamiento mecánico de un LCA. Fuente: *Yoshitsugu Takeda et al.* (3) modificada.

penden de la velocidad de carga. Los ensayos realizados por *Noyes et al.* (46) demostraron que la carga de falla es variable y que aumenta con la velocidad de carga, incrementando también el módulo de elasticidad (Módulo de Young).

Por lo tanto, es impreciso considerar el LCA como un material homogéneo con propiedades materiales uniformes. Debido a que ha demostrado tener un comportamiento viscoelástico que influencia significativamente su rol en la estabilización de la A,R en las actividades diarias de alta velocidad (44). De esta forma, la caracterización de este comportamiento es de especial importancia a la hora de diseñar las reconstrucciones de LCA, para reproducir la biomecánica de la articulación. De acuerdo al estudio de (54) la lesión de LCA ocurre cuando se excede una deformación del 5 % a una taza del 40 %/s.

Aunque se han realizado numerosos trabajos de caracterización de las propiedades del LCA, son pocos aquellos que brindan la información completa sobre las características viscoelásticas como, el modulo tangente de rigidez en todo el rango, la tensión máxima, la deformación máxima o la velocidad del ensayo; sumado a esto, pocos son los trabajos que estudian las diferencias entre ambos haces del LCA (45). *Mallett* y sus colaboradores consideran que es de crítica importancia reportar las propiedades mecánicas de los tejidos blandos en condiciones de carga bien definidas y medidas en las configuraciones indeformadas de referencia. Estas propiedades llevarán a diseñar mejores reemplazos para el LCA nativo y los modelos de elementos finitos proveerán mejores respuestas a la compleja interacción de la AR (45).

La información existente que describe precisamente la mecánica del LCA bajo situaciones de carga extrema también es escasa, en general la información proviene de estudios que aíslan y simplifican las deformaciones fallando

al reproducir la compleja mecánica 3D del problema (44). Sin embargo son de destacar los avances en los métodos computacionales para enfrentar el problema contacto, la geometría y las propiedades mecánicas, que han sido remarcables y han permitido comprender mejor el sistema de la articulación. Los trabajos (12; 55; 56; 57; 58) que digitalizan los huesos, ligamentos, tendones, cartílago y meniscos, tienden a modelar el LCA como un material hiperelástico, transversalmente isotrópico y no-lineal, escribiendo la función de densidad de energía como una combinación lineal de una componente volumétrica y una de distorsión (44).

### 1.3.3. Falla del LCA

La ubicación del LCA dentro de la articulación y su función principal (estabilidad) lo hacen altamente susceptible a lesiones y mayoritariamente ocurren mientras se desarrollan actividades deportivas, siendo la franja etaria con mayor incidencia entre 14-17 años para mujeres y 18-21 años para hombres (44; 47; 50).

Esencialmente es la deformación la que determina el riesgo de lesión en un ligamento y por lo tanto este parámetro ha sido central para estudiar los potenciales mecanismos de falla. Nuevamente, aunque existen varios estudios que caracterizan el LCA, son pocos aquellos que presentan la deformación máxima en función de la tasa de deformación, siendo este un parámetro clave asociado directamente al riesgo de lesión. De esta forma, la caracterización de las propiedades del LCA a altas tasas de deformación son necesarias (44).

Más del 75 % de las lesiones ocurren sin contacto con la rodilla, típicamente la lesión ocurre cuando el pie golpea el piso, con la AR prácticamente en extensión y cambia rápidamente el movimiento. Por ejemplo, el aterrizaje vertical es una de las actividades que genera más lesiones dado que provoca una combinación de valgo y rotación interna, aumentando las tensiones que debe soportar el LCA. Por otra parte, el mecanismo extensor del cuadriceps que actúa solicitando la tibia anteriormente, puede ser considerado como otro de los responsables de las altas tensiones anteriores sobre el LCA que causan lesiones (4).

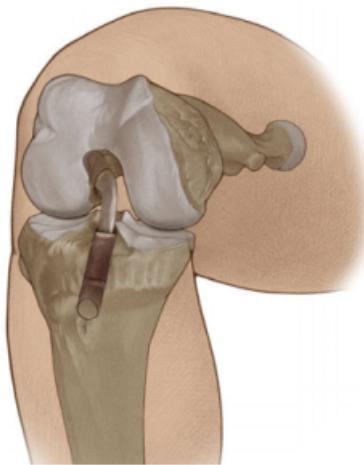
#### 1.3.4. Reconstrucción del LCA

Cuando se produce una ruptura del LCA es necesario una Reconstrucción de Ligamento Cruzado Anterior (rLCA) si se desea volver a desarrollar actividades físicas. La rLCA es un procedimiento quirúrgico que consta de fijar un injerto que puede ser propio, de un donante o sintético, en la articulación entre la tibia y el fémur que emula a un LCA. Idealmente se debería reproducir la anatomía y la función nativa del ligamento, ya que este tiene un rol fundamental en la vida de las superficies articulares y de la articulación en sí, sin embargo, actualmente con los auto-injertos habituales (del tendón patelar o del tendón del hamnstring) no se consigue restaurar la biomecánica articular (33; 38; 44). En consecuencia, se aumenta el riesgo de afecciones a largo plazo como el deterioro del cartílago articular, la re-ruptura o la OA. Nuevamente, se resalta la necesidad de caracterizar precisamente el tejido del LCA para tomar como base para crear buenas técnicas de reemplazo.(44).

En la rLCA se intenta reparar la lesión hasta llevar a la AR a su cinemática natural, para esto, no solo las propiedades mecánicas afectan el resultado de la cirugía, sino también, es primordial la posición de las fijaciones sobre la tibia y el fémur (33; 44; 49). Con este fin, hoy en día se utilizan principalmente dos técnicas en cuanto al posicionamiento de los túneles óseos conocidas como: Single Boundle (Técnica de un haz) (SB) y Double Boundle (Técnica de doble haz) (DB) (4).

**SINGLE-BUNDLE:** Esta técnica es la mas común para la reconstrucción de LCA, y presenta varias alternativas para realizarla. Anteriormente era habitual realizar los túneles femoral y tibial simultáneamente y se conocía como reconstrucción transtibial. Posteriormente se demostró que la reconstrucción transtibial no recupera la biomecánica y es anatomicamente incorrecta generando cambios degenerativos a largo plazo. Actualmente se realizan dos túneles independientes (uno femoral y otro tibial) y se posicinan tan preciso como es posible (ver Figura 1.11), sin embargo, como es evidente tampoco recupera la anatomía del LCA que posee dos haces (4; 33).

La elección de la posición de los túneles óseos tiene significantes efectos sobre la recuperación y se ha determinado que las inserciones óptimas para la reconstrucción SB se sitúan en el centro de las huellas del LCA nativo, es decir, entre ambos haces AM y PL. En la tibia es anterior a la eminencia in-



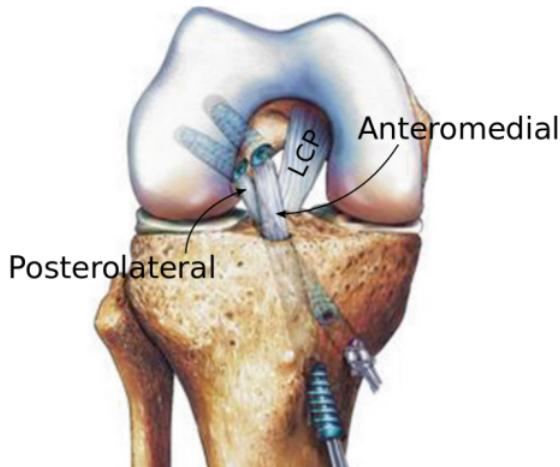
**Figura 1.11:** Esquema de una vista frontal de la AR derecha con rLCA mediante la técnica SB. Fuente: *Siebold et al.* (4).

tercondileal y entre las espinas tibial lateral y tibial medial. En el fémur, el posicionamiento es aún más crítico porque se ha demostrado que tiene mayores efectos sobre la tensión, la cinemática y la estabilidad de la rodilla. El sitio de inserción femoral es definido por 2 crestas oseas, la intercondileal lateral y la de bifurcación lateral. La inserción femoral se debe ubicar aproximadamente a 1.7mm en profundidad (o proximal) a la cresta de bifurcación y entre 7.3 y 8.5mm superior (o anterior) al borde del cartílago articular del cóndilo femoral. Un túnel femoral demasiado vertical es la falla más común en la operación (4; 33).

**DOUBLE-BOUNDLE:** Diferentes factores pueden influenciar en la decisión de qué tipo de reconstrucción realizar, sin embargo, el tamaño de la rodilla puede ser el más importante. Una rodilla pequeña puede dificultar la realización de una correcta reconstrucción con la técnica de DB, dado que la distancia sugerida entre las inserciones suele rondar los 14mm. El ancho de la fosa intercondileal es también esencial, dado que la forma puede permitir un injerto grande u obligar a que sea un injerto de tipo “cinta”. Los diámetros usuales utilizados en la reconstrucción de DB son entre 6-7mm para el haz Anteromedial y entre 5-6mm para el Postero-Lateral. La actividad deportiva del paciente también debe ser considerada, aquellos que tienen un alto nivel deportivo requerirán restauraciones más fuertes y anatómicas y por lo tanto se beneficiarían de un buena reconstrucción con esta técnica (4; 33).

Los túneles tibiales de ambos haces deben ser ubicados según *Bonnin* entre

las eminencias tibiales, el haz PL a 5mm de la inserción del LCP, y 7mm anterior a éste el haz AL (Figura 1.12).



**Figura 1.12:** Esquema de una vista frontal de la AR derecha con rLCA mediante la técnica DB. Fuente: Siebold *et al.* (4) modificada.

El túnel femoral correspondiente a la inserción del haz Postero-Lateral se ubica a unos 5 o 6mm arriba del punto de contacto tibiofemoral, con un ángulo de flexión de 90º sobre la cara medial del cóndilo femoral lateral. Luego, la inserción femoral del haz anteromedial es realizado a través del segundo túnel tibial, ubicando la articulación en la posición 10:30, equivalente a las agujas del reloj, para la pierna derecha (o 1:30 para la pierna izquierda) (33).

La revisión realizada por *Järvelä* (59) comparando las técnicas SB y DB arrojó como resultado que el 70 % de los estudios mostraron mejores resultados en la reconstrucción con DB, mientras que ninguno concluyó que la técnica SB es mejor. Sin embargo, según *Järvelä*, la reconstrucción de doble haz no debería ser estandarizada para todos los cirujanos hasta que la evidencia científica con mucho seguimiento sea realmente determinante en favor de dicha técnica (59).

**INJERTOS:** El tejido ideal utilizado para reemplazar el LCA debería poseer las siguientes características: ser capaz de reproducir la histología y la biomecánica del LCA, desarrollar una incorporación completa y rápida con los túneles óseos, no tener riesgo de rechazo o transmisión de enfermedades, afectar mínimamente la zona donde se extrae el injerto, tener las dimensiones geométricas necesarias y presentar una buena relación costo-efectividad-disponibilidad (33; 44). Existen una variedad de injertos factibles al momento de realizar un rLCA y es trabajo del cirujano la elección del más adecuado para el paciente

de acuerdo a varios factores, entre otros, el examen clínico, la edad, el nivel de actividad, la ocupación, e incluso las actividades de recreación (4; 33; 49; 50).

Los injertos son categorizados en tres grupos: Autoinjertos que son aquellos obtenidos del mismo paciente, aloinjertos obtenidos de otro ser humano y sintéticos, materiales desarrollados en laboratorio específicamente para esa función. Sin embargo, los últimos son altamente rechazados por la comunidad médica debido a la gran variedad de complicaciones que han generado en su intento de suplantar al LCA. De aquí, que los aloinjertos y los autoinjertos son los más usados. Los autoinjertos presentan grandes ventajas como: proporcionar buena estabilidad, baja probabilidad de falla del injerto, baja infección, no presenta riesgo de trasmisión de enfermedades o reacciones inmunes, bajo costo, rápida incorporación y rápido retorno a las actividades. Por otro lado las ventajas de los aloinjertos son: aún más rápida recuperación, menor dolor pos-operativo, no hay necesidad de extraer injerto, no morbilidad de ninguna zona, gran variedad de opciones (33).

Actualmente los tejidos más utilizados para crear los injerto son principalmente: el Tendón Patelar (TP), el Músculo Semitendinoso (ST) y el Músculo Gracilis (Gr). Sin embargo, ninguna técnica restituye aún la estructura del LCA, por lo tanto, es también importante caracterizar los injertos y su funcionamiento como parte de la AR, de forma que si las funciones del LCA son cuantificadas por completo, entonces será posible optimizar los injertos para que reproduzcan la mecánica articular (4; 33; 44).

Aunque el objetivo de la rLCA es restaurar la estructura y la biomecánica articular, este proceso rara vez alcanza ese ideal. Además, como los injertos tienen un modulo tangente mayor al del LCA en todos los niveles, la operación habitualmente recupera la estabilidad de la rodilla permitiendo volver a la actividad deportiva, pero no restaura exactamente la biomecánica, y por lo tanto, igual permanece el riesgo de desarrollar patologías asociadas a esto. Secuelas comunes de una reconstrucción sub-óptima incluyen el deterioro del cartílago articular o el desarrollo de Osteoartritis temprana (4; 33; 44).

### **1.3.5. Problema**

La mayor parte del conocimiento que rodea el arte de la reconstrucción de LCA es empírico, proveniente de la expertíz de todos los especialistas que se enfrentan a estas cirugías y a su posterior evolución. Sin embargo, aunque este conocimiento es valioso, es necesario que se respalte en estudios con rigurosidad científica, que permitan arrojar algo de luz al intrincado sistema de la AR y su reconstrucción. No obstante, es imposible en la práctica estudiar por separado el efecto que cada una de las variables puede tener sobre la dinámica articular, la recuperación o la reincidencia en la falla. Esto es, entre otras razones, por las incertidumbres que aún hay en el comportamiento de cada elemento de la articulación, la variabilidad entre los pacientes y la imposibilidad de controlar absolutamente todos los parámetros durante la intervención.

Para abordar esta problemática, surge como alternativa a la práctica experimental, la simulación computacional. Esto presenta como principal ventaja; la posibilidad de controlar todas las variables y analizar el efecto de una alteración en cada una de ellas como se desee, sin necesidad de una intervención real, con bajo costo asociado y sin inconvenientes de carácter ético. Estos modelos, aunque aún no representan cada uno de los detalles específicos de la AR, permiten analizar tendencias, posibles resultados de diferentes técnicas, evaluación de alternativas y un constante aumento en el entendimiento del funcionamiento global y particular de cada estructura. Posibilitando de esta forma, dar respaldo al conocimiento empíricamente adquirido, y abordando preguntas que de forma práctica serían extremadamente complejas y costosas de responder.

### **1.3.6. Objetivos**

Este trabajo, tiene como objetivos principales, desarrollar un modelo computacional de una articulación de rodilla sana, el cual use como variable de entrada la cinemática articular, obtenida a partir de la captura de movimiento por esterofotogrametría. Además, simular computacionalmente la reconstrucción de ligamento cruzado anterior, para luego someterla al mismo movimiento y evaluar el efecto de variaciones en la reconstrucción, en comparación con los datos obtenidos de la articulación sana.

En particular se buscará cubrir los siguientes puntos:

Con respecto a la Captura de movimiento:

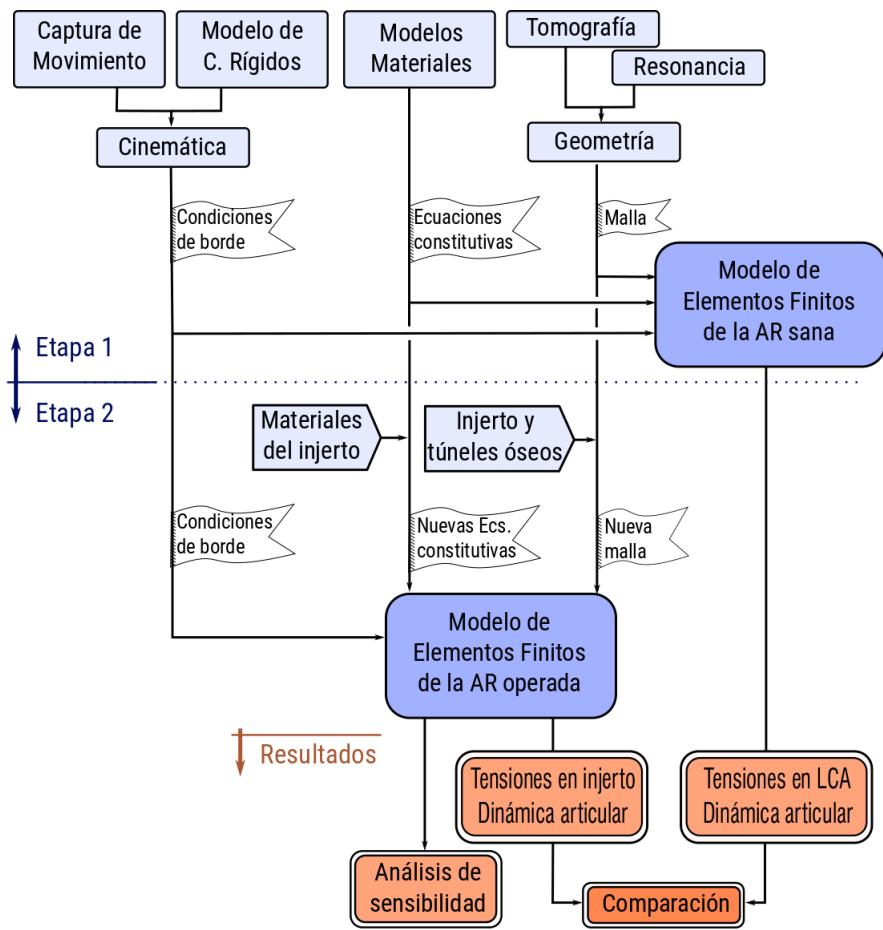
- ↪ Estudiar la aplicabilidad sobre la AR.
- ↪ Encontrar un modelo que reproduzca razonablemente la realidad articular.
- ↪ Realizar un ensayo de captura de movimiento de la AR de una persona al subir un escalón.
- ↪ Obtener a partir del ensayo las curvas de la cinemática de la AR.

Con respecto a la Simulación Computacional:

- ↪ Crear un modelo de Elementos Finitos de una AR (sana y reconstruida) que representa las estructuras necesarias para el caso de estudio.
- ↪ Incorporar las curvas de Captura de Movimiento como variable de entrada del modelo.
- ↪ Evaluar el comportamiento de los modelos de AR sana y reconstruida.
- ↪ Analizar la sensibilidad de la dinámica articular con respecto a cambios en la reconstrucción de LCA.

### 1.3.7. Metodología

Para cumplir con el objetivo planteado en la sección anterior se propone la metodología que se esquematiza en la Figura 1.13 y se describe a continuación. El trabajo se divide en dos etapas bien diferenciadas y el correspondiente análisis y comparación de resultados. La Etapa 1 corresponde al estudio de una AR en buen estado, mientras que la Etapa 2 corresponde al estudio de una AR a la cual se le realiza una reconstrucción de ligamento cruzado anterior (ver Figura 1.13). Así mismo, cada una de las etapas puede segregarse en dos fases, la fase de preparación de datos (correspondiente a las tareas asignadas con este formato) y la fase de procesamiento (correspondiente a las tareas asignadas con este formato). Por último, se contrarrestan y analizan los resultados obtenidos en ambos estudios (representado en la Figura 1.13 con este formato).



**Figura 1.13:** Esquema del procedimiento llevado a cabo en este trabajo.

### 1.3.7.1. Etapa 1

En la primer etapa se apunta a estudiar el comportamiento de la AR y en particular del ligamento cruzado anterior, dada una tarea motora seleccionada.

La primer fase de la etapa 1, correspondiente a la preparación de datos para ingresar al modelo computacional de elementos finitos se compone de tres tareas; la captura de la cinemática durante la tarea motora, la obtención de la geometría del paciente y la determinación del comportamiento material de cada estructura de la AR (ver Figura 1.13).

La **Cinemática** se obtiene mediante un estudio de esterofotogrametría en un laboratorio de marcha. Este ensayo consta de la **Captura de Movimiento** de un paciente, mediante la colocación de marcadores reflectivos sobre la piel en puntos específicos y la filmación por un conjunto de cámaras durante la tarea motora. Posteriormente se realiza el ajuste de las trayectorias obtenidas

de los marcadores a un **Modelo de Cuerpos Rígidos** de forma de optimizar las trayectorias medidas con respecto al movimiento de los huesos del miembro inferior.

Los **Modelos Materiales** se determinan a partir de la bibliografía, utilizando aquellos que proporcionan mejor relación costo computacional-detalle, ponderado por el interés sobre la estructura a modelar. No se realizaron ensayos para evaluar el comportamiento mecánico de ninguno de los materiales que componen la AR.

La **Geometría** se obtiene a partir de la realización de una **Tomografía Computada** al paciente. Ésta permite determinar en detalle la geometría Ósea de la articulación pero no presenta buena resolución sobre los tejidos blandos. Para atacar este inconveniente se le realizó una **Resonancia Magnética** al paciente cuya resolución sobre los tejidos blandos permitió obtener con mayor detalle su geometría. Este trabajo fue realizado por el equipo del Proyecto Open Knees (9; 60) el cual en su página online (<https://simtk.org/projects/openknee>) pone a disposición dicha geometría para su libre utilización.

Una vez completadas estas tareas se continúa con la fase de procesamiento de los datos desarrollando el **Modelo de Elementos Finitos de la AR sana**. A partir de la geometría se crea la malla de elementos finitos y se imponen relaciones entre las estructuras de la articulación. El comportamiento mecánico de cada estructura es determinado a partir de las ecuaciones constitutivas implementadas y las restricciones de movimiento se imponen como condiciones de borde cinemáticas. Finalmente, con el problema completamente definido, aplicando el Método de los Elementos Finitos se realizaron las simulaciones.

### 1.3.7.2. Etapa 2

La segunda etapa simula el comportamiento de la AR luego de una rLCA mediante la técnica Single-Bound (ver Sección 1.3.4), cuando el paciente realiza la misma tarea motora. Esto implica algunas modificaciones sobre la información que se proporcionó como “input” y por lo tanto, el modelo de elementos finitos de la AR operada es diferente.

En el caso de la **Cinemática** no se incorporaron cambios debido a que se estudia el comportamiento de la AR y específicamente del injerto frente a las mismas condiciones que el LCA sano.

En los **Modelos Materiales** se debe estudiar el comportamiento de los te-

jidos blandos que sustituyen al LCA y determinar los **Materiales del injerto**, resultando en cambios en las relaciones constitutivas.

En lo que refiere a la **Geometría**, se elimina el LCA y se crea la geometría correspondiente al injerto. Además se realizan los túneles óseos necesarios donde se insertan y fijan los injertos.

Completada la fase de preparación de datos de la etapa 2, se repite el proceso para crear un nuevo **Modelo de Elementos Finitos de la AR operada**. Se impone la misma cinemática como condiciones de borde, se genera la malla de elementos finitos y las relaciones entre estructuras a partir de la nueva geometría y se determina el comportamiento de los nuevos materiales. Nuevamente, con el problema totalmente definido, aplicando el Método de los Elementos Finitos se realizan simulaciones para obtener los resultados.

#### 1.3.7.3. Resultados

Finalmente se analizan varios aspectos con estos ensayos computacionales. En primera instancia se realiza una **Comparación** entre los estados tensionales del LCA y de los injertos sometidos a las mismas condiciones cinemáticas. Además, se evalúan los resultados de la dinámica articular resultante de la articulación sana y la reconstruida. Finalmente, se realiza un **análisis de sensibilidad** al modelo de la AR operada, determinando el efecto, sobre las tensiones y sobre la dinámica, de la posición de las inserciones del injerto y el tipo de injerto.

# Capítulo 2

## Fundamentos teóricos

Entender el comportamiento biomecánico de la articulación de la rodilla es esencial para el desarrollo de las técnicas implementadas a la hora del diagnóstico, la intervención quirúrgica y la rehabilitación. En los últimos años, el avance de la tecnología ha posibilitado incrementar exponencialmente la capacidad de cómputo de los computadores, permitiendo que los modelos computacionales surjan como una alternativa viable para comprender los mecanismos que intervienen en esta compleja articulación, evitando las dificultades tanto de carácter experimental, como de disponibilidad de pacientes, fondos y tiempo (12; 26; 61). Es por estas razones que en las últimas cuatro décadas se han implementado cada vez con mayor frecuencia y detalle, modelos matemáticos para representar el comportamiento biomecánico y la interacción de las diferentes estructuras que componen la AR.

Uno de los primeros trabajos reportados considerando geometrías tridimensionales fue realizado por *Wismans et al.* (5) en el cual representaron solo las superficies óseas, con características de cuerpo rígido y los ligamentos como resortes no-lineales fijados en puntos sobre las superficies. Unos años más tarde, en el trabajo de *Andriacchi et al.* (62) se desarrolló un nuevo modelo matemático 3D que incorporaba la zona distal del fémur y los ligamentos de la AR, aunque no tomó en cuenta los meniscos. El trabajo de *Andriacchi et al.* demostró la alta dependencia de la respuesta de la AR con respecto a los grados de libertad del movimiento (26). Desde entonces y hasta la actualidad, se han desarrollado modelos con distinto grado de detalle geométrico dependiendo del tejido que se busca estudiar y con variados modelos materiales para evaluar su comportamiento mecánico y cinemático (12; 34; 63; 64; 65; 66; 67; 68).

En las siguientes secciones se presentarán los fundamentos teóricos necesarios para construir este trabajo, estableciendo las hipótesis, simplificaciones y decisiones tomadas para cada paso.

## 2.1. Cinemática

Como se presentó en Sección 1.3.7 del Capítulo 1, el modelo que se desarrolló utiliza como una de sus condiciones de borde la cinemática de la articulación. Ésta es obtenida, como se ve en la Figura 1.13, a partir de ensayos de captura de movimiento y un modelo de cuerpos rígidos para optimizar los resultados.

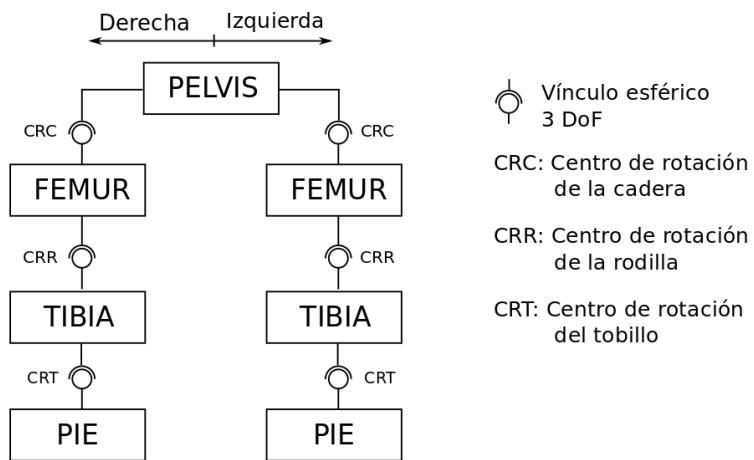
Uno de los primeros trabajos que presenta la captura del movimiento de un miembro inferior fue el de *Kadaba et al.* (69) que realizó la filmación de la marcha de 40 pacientes, con varias cámaras y con marcadores ubicados sobre la piel, en el Hospital Helen Hayes (Nueva York - EEUU). Al siguiente año, *Davis et al.* (70) publicó un trabajo donde explica el protocolo desarrollado en el laboratorio de marcha del Hospital de Niños de Newington, durante los nueve años de trabajo previos. Estos trabajos marcaron los comienzos de la captura de movimiento de la marcha humana. Algunos años más tarde, la empresa Oxford Metrics (hoy VICON Motion Systems) desarrolló su propio modelo sobre los cimientos de estos trabajos creando el paquete *Vicon Clinical Manager* y posteriormente el Protocolo de captura de movimiento *Plug-in Gait* (PiG) que hoy en día es el modelo más utilizado alrededor del mundo (71).

Aunque han sido desarrollados varios modelos de cuerpos rígidos y algoritmos asociados para determinar la cinemática articular de los miembros inferiores, aún siguen siendo los más mundialmente aceptados y reconocidos los pertenecientes a la familia de modelos convencionales de la marcha (CGM por sus siglas en inglés). Por lo tanto, a continuación se describirá el Protocolo de captura de movimiento *Plug-in Gait modificado* ( $PiG_m$ ) que pertenece a esta familia y que es el utilizado en este trabajo.

La principal dificultad de todos los modelos de captura de movimiento no invasivos, es que se desea inferir el movimiento relativo entre estructuras (huesos) que se encuentran ocultas, dentro de un complejo sistema de tejidos blandos, y por lo tanto, no se pueden medir directamente. El  $PiG_m$  realiza una estimación de la cinemática ósea, realizando un ajuste de un modelo de cuerpos rígidos vinculados entre sí, con la filmación de la posición en todo

momento de marcadores ubicados sobre la piel.

El modelo  $PiG_m$  de miembros inferiores está compuesto por 7 estructuras rígidas que se denominan segmentos y representan las estructuras oseas. La organización de las mismas es jerárquica, lo que significa que tiene un orden a partir del cual se define cada segmento. En la Figura 2.1 se muestra la cadena cinemática que define el  $PiG_m$ , en la cual, el segmento raíz es la pelvis, a partir de la cual se definen el fémur, luego la tibia y finalmente el pie. Entre cada segmento se asume que existe un vínculo de tipo esférico, que permite la rotación en cada uno de los 3 ejes y por lo tanto proporciona 3 Grados de Libertad (Degrees of Freedom) (DoF).

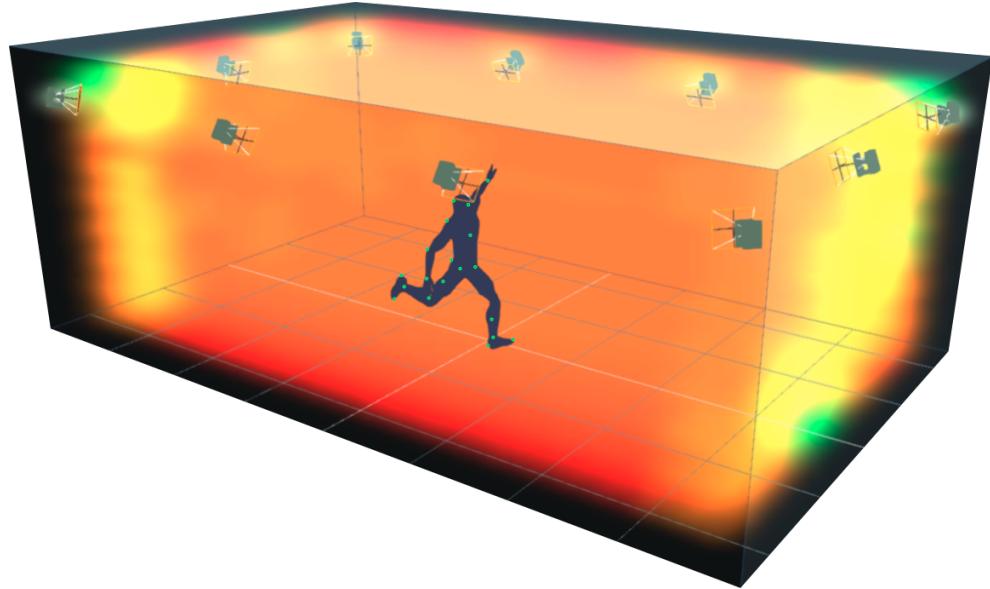


**Figura 2.1:** Esquema del modelo de cuerpos rígidos del  $PiG_m$ .

Dado que la pelvis es considerada como el segmento raíz, debe ser el primero en ubicarse en el espacio, para posteriormente definir y ubicar el resto de los segmentos. Es aquí donde comienza la captura de movimiento mediante esterofotogrametría, el cual es un procedimiento en el que se determinan las trayectorias 3D de marcadores durante un lapso de tiempo, al superponer la información obtenida por un conjunto de 2 o más cámaras.

Por ejemplo, en la Figura 2.2 se aprecia la silueta de una persona con marcadores (círculos verdes) ubicados sobre la piel dentro de un volumen de control, realizando una actividad mientras es filmado por 10 cámaras simultáneamente.

Las cámaras de video solo graban en frecuencias infrarrojas y emiten ondas con estas características que son reflejadas por los marcadores colocados sobre la piel del paciente. De esta forma, al captar solamente las ondas reflejadas, las filmaciones evitan gran cantidad de ruido, facilitando la ubicación de los marcadores y presentando buena precisión.



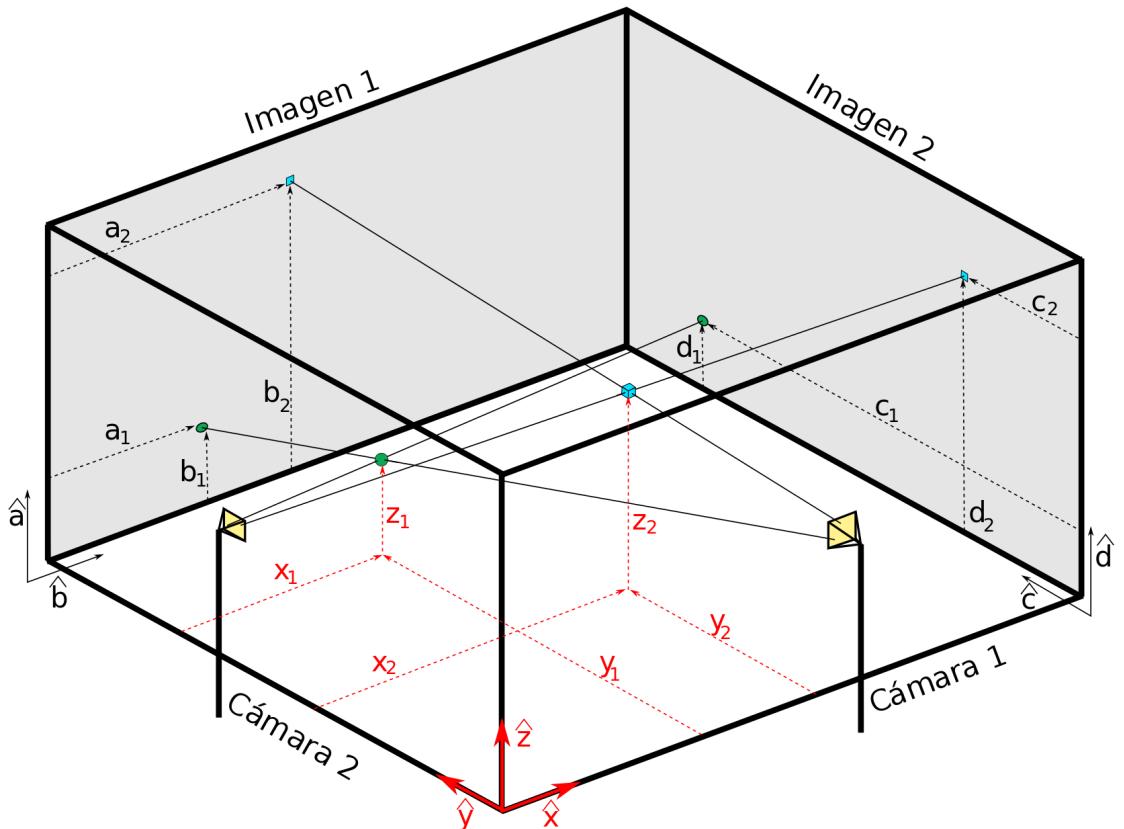
**Figura 2.2:** Esquema de un sistema de captura de movimiento con 10 cámaras.  
Fuente: <https://www.vicon.com/visualization/>.

Cada cámara de video captura un conjunto de imágenes 2D y por lo tanto no se podría inferir la posición en el espacio de ningún marcador por si sola. De esta forma, el proceso de esterofotogrametría es el procedimiento de reconstruir el espacio 3D a partir de imágenes 2D (ver Figura 2.3) (72).

Para el caso de la captura de movimiento mediante marcadores, existe un software central que es el encargado de procesar los videos colectados por cada cámara. El sistema se ocupa de tomar para cada cuadro, la imagen de cada cámara y asignar a los marcadores que se ven en ese instante las coordenadas correspondientes en un sistema de referencia local de cada cámara. En el caso de ejemplo de la Figura 2.3, los sistemas de referencia local son  $(\hat{a}, \hat{b})$  para la cámara 1 y  $(\hat{c}, \hat{d})$  para la cámara 2. Una vez que están localizados todos los marcadores, se pasa a la instancia de reconstrucción 3D, que es una composición de la información 2D y la posición de cada cámara que devuelve como resultado la ubicación de cada marcador en el sistema de referencia global  $(\hat{x}, \hat{y}, \hat{z})$ . Al repetir este procedimiento para cada cuadro de la grabación, se pueden determinar las trayectorias de aquellos marcadores que fueron captados por más de una cámara durante más de un cuadro (72).

Como se ve en la Figura 2.2, hoy en día es habitual el uso de más de dos cámaras debido principalmente a las siguientes dos razones. Para la reconstrucción 3D de la posición de un marcador necesariamente éste debe haber

sido captado por al menos 2 cámaras, por lo tanto, si se tienen más, es menos probable que algún marcador sea tapado durante un movimiento y no sea captado por suficientes cámaras. Por otro lado, como todo sistema experimental, cada equipo presenta determinada precisión y error, entonces se busca la redundancia de información para reducir la componente aleatoria del error, devolviendo resultados más confiables (72).



**Figura 2.3:** Esquema de reconstrucción del espacio 3D a partir de dos imágenes 2D

Para reconstruir la posición y orientación de los huesos una vez obtenida las trayectorias de los marcadores sobre la piel, es necesario conocer la relación que hay entre ellos. Es importante resaltar aquí que los puntos reconstruidos no son estacionarios con respecto a los huesos, debido principalmente al efecto de los tejidos blandos entre el marcador y el hueso (72). Este efecto hace que la estimación de la estructura ósea no sea exacta y por lo tanto la reconstrucción de los movimientos se transforme en un problema de optimización, buscando la configuración ósea más probable.

Los marcadores deben estar en posiciones conocidas para posteriormente estimar la ubicación y dirección de los huesos subyacentes a partir de ellos. Con

este fin se han desarrollados diferentes protocolos de ubicación de los marcadores en función de los algoritmos luego utilizados para el procesamiento. El protocolo correspondiente al  $PiG_m$  se separa en tres etapas, *Toma de Medidas Antropométricas, Calibración Estática y Captura de Movimiento y Optimización*.

### 2.1.1. Toma de Medidas Antropométricas

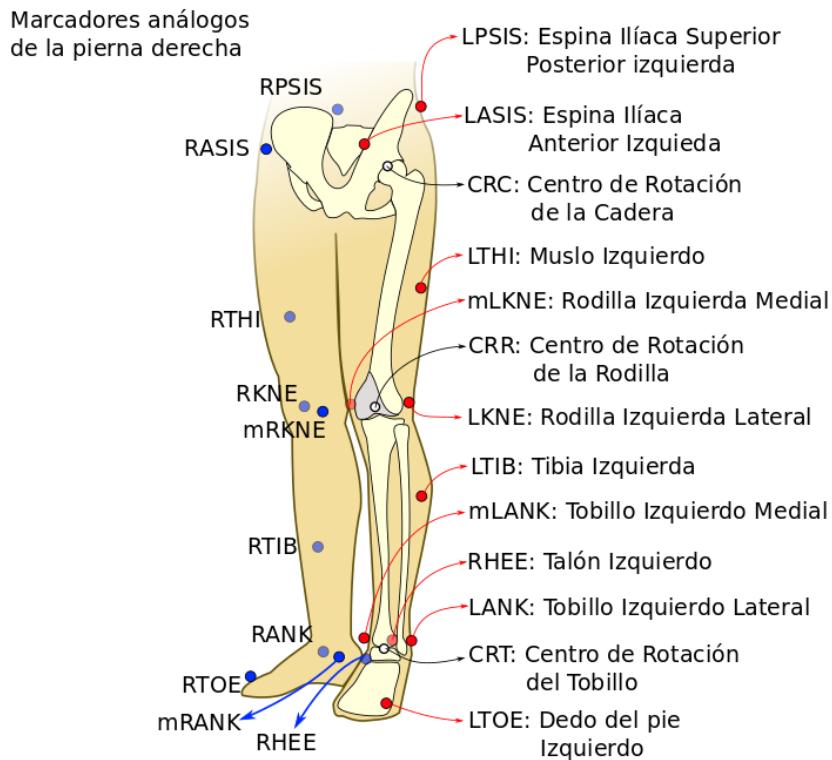
Esta etapa se realiza previo a la colocación de los marcadores sobre el paciente y consta de determinar algunas distancias mientras se lleva a cabo el examen clínico habitual. Las medidas que se deben tomar son las siguientes:

- Masa Corporal (útil en el proceso de análisis dinámico, fuera del alcance de este trabajo)
- Altura
- Distancia entre las Espinas Ilíacas Anteriores Superiores ( $d_{ASIS}$ )
- Longitud de cada pierna ( $L_{piernaD}$ ,  $L_{piernaI}$ )
- Ancho de las Rodillas
- Ancho del tobillo

### 2.1.2. Calibración Estática

Este es el procedimiento en el cual se genera el modelo de cuerpos rígidos específico para el ensayo a partir de la captura de aproximadamente 1 segundo del paciente estático, con los marcadores colocados como se ve en la Figura 2.4. La modificación a la que hace referencia el modelo  $PiG_m$  es a la inclusión de los 4 marcadores mediales de las rodillas y el tobillo, mRKNEE, mLKNEE, mRANK y mLANK (ver Figura 2.4). El modelo original, no posee estos 4 marcadores y ha sido demostrado que mejoran la estimación del Centro de Rotación de la Rodilla (CRR) y del Centro de Rotación del Tobillo (CRT), y además, presentan la particularidad que solo se utilizan en la Prueba Estática.

A continuación se describe como se genera el modelo de cuerpos rígidos a partir de la captura estática. De aquí en más, se denotará a la posición del punto “ $P$ ” en la dirección “ $i$ ” en el sistema de referencia “ $S$ ” como  ${}^Sd_P^i$ , y al vector que lleva desde “ $S$ ” a “ $P$ ” como  ${}^S\vec{d}_P$ .

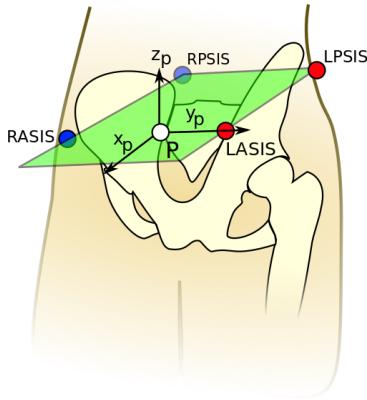


**Figura 2.4:** Esquema de la posición de los marcadores sobre la piel.

### Pelvis

Como se mencionó anteriormente la Pelvis es el segmento raíz y para definirlo se procede a partir de la posición de los 4 marcadores asociados a la misma (RPSIS, RASIS, LPSIS y LASIS en la Figura 2.4). En primer lugar se define el plano que contiene a los 4 marcadores, o en su defecto, el plano que mejor lo aproxima. Luego se define el origen de sistema de referencia local (“P” en las Figuras) como el punto medio entre los marcadores LASIS y RASIS. Se sigue definiendo el eje  $\hat{y}_p$  desde el origen y en dirección al marcador LASIS. Posteriormente se define el eje  $\hat{z}_p$  que nace en el origen y es ortogonal al plano de la cadera y finalmente el eje  $\hat{x}_p$  como el producto vectorial  $\hat{x}_p = \hat{y}_p \times \hat{z}_p$ . En la Figura 2.5 se muestra el resultado del procedimiento.

Una vez definido el sistema de referencia de la pelvis se determina la posición del Centro de Rotación de la Cadera (CRC) mediante regresiones matemáticas basadas en estadísticas antropométricas, que fueron desarrolladas en el trabajo de *Davis et al.* (70). Considerando la geometría presentada en la Figura 2.6 se puede determinar el CRC (“C” en las Figuras) en el sistema de referencia de la pelvis como sigue.



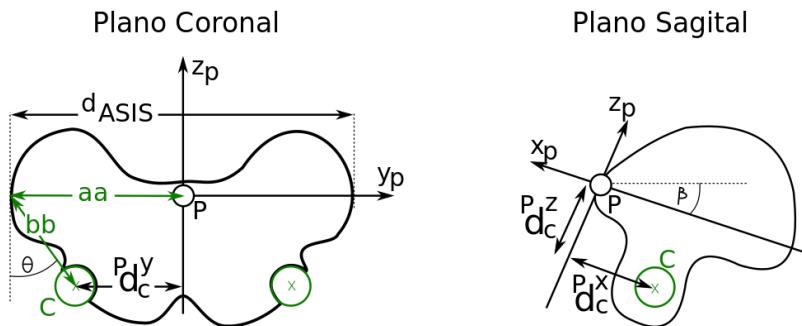
**Figura 2.5:** Definición del sistema de referencia de la pelvis.

El trabajo de *Davis et al.* (70) define los siguientes parámetros:

$$\begin{aligned}\theta &= 0,5 \text{ rad} \\ \beta &= 0,314 \text{ rad} \\ aa &= d_{ASIS}/2 \\ mm &= \text{Radio del marcador}\end{aligned}\tag{2.1}$$

A partir de estos, se calculan las siguientes distancias (ver Figura 2.7):

$$\begin{aligned}bb &= 0,115L_{Pierna} - 15,3 \\ d_{AsisTroc} &= 0,1288L_{Pierna} - 48,56\end{aligned}\tag{2.2}$$

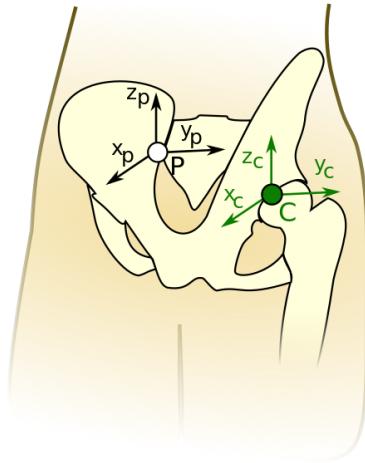


**Figura 2.6:** Definición del sistema de referencia de la cadera.

Con estos datos, los valores de  ${}^P d_C^x$ ,  ${}^P d_C^y$  y  ${}^P d_C^z$  que ubican el CRC se calculan como:

$$C : \begin{cases} {}^P d_C^x = bb \cos(\theta) \sin(\beta) - (d_{AsisTroc} + mm) \cos(\beta) \\ {}^P d_C^y = -(bb \sin(\theta) - aa) \\ {}^P d_C^z = -bb \cos(\theta) \cos(\beta) - (d_{AsisTroc} + mm) \sin(\beta) \end{cases} \quad (2.3)$$

Definido el Centro de Rotación de la Cadera, se determina el sistema de referencia de la cadera con los ejes en la misma dirección que los del sistema de la pelvis pero con origen en el CRC, ver Figura 2.7.



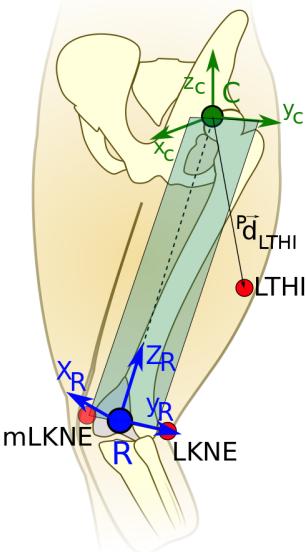
**Figura 2.7:** Esquema del sistema de referencia de la cadera.

### Fémur:

La posición del fémur será especificada sobre el sistema de referencia de la cadera y en función del centro de rotación de la rodilla (CRR). En primera instancia se define el plano que contiene al CRC y a los marcadores de la rodilla, medial mLKNE y lateral LKNE (de la rodilla izquierda en este caso) que será el plano que contiene el eje principal del fémur (ver Figura 2.8). Luego, para determinar el CRR (“R” en las Figuras) se utiliza la modificación del modelo PiG, el cual a partir de los dos marcadores de la rodilla define la posición del CRR como:

$$R : \begin{cases} {}^C d_R^x = ({}^C d_{mLKNE}^x + {}^C d_{LKNE}^x) / 2 \\ {}^C d_R^y = ({}^C d_{mLKNE}^y + {}^C d_{LKNE}^y) / 2 \\ {}^C d_R^z = ({}^C d_{mLKNE}^z + {}^C d_{LKNE}^z) / 2 \end{cases} \rightarrow {}^C \vec{d}_R = \frac{{}^C \vec{d}_{mLKNE} + {}^C \vec{d}_{LKNE}}{2} \quad (2.4)$$

Una vez determinado el CRR se define el eje  $z_R$  desde el origen y en dirección proximal hacia el CRC, se sigue determinando el vector  $x_R$  normal al plano creado por los marcadores de la rodilla y el CRC. Finalmente, el vector que completa la terna ortogonal  $y_R$ , es definido como el resultado del producto vectorial  $z_R \times x_R$ . En la Figura 2.8 se muestra esquemáticamente el sistema de referencia asociado a la articulación de la rodilla.



**Figura 2.8:** Definición del sistema de referencia de la rodilla.

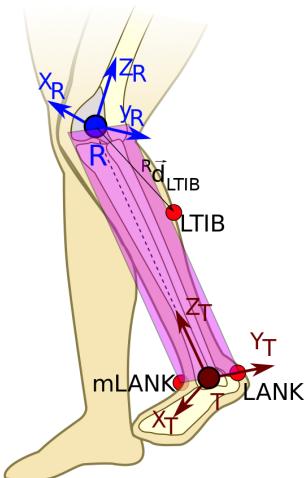
Durante este procedimiento también se determina la posición del marcador del muslo (LTHI para la pierna izquierda, ver Figura 2.8) en relación al sistema de la pelvis, es decir, se determina  ${}^P\vec{d}_{LTHI}$ , que será útil en la captura de movimiento de la siguiente etapa.

### **Tibia:**

La posición y orientación de la tibia se determina entre los centros de rotación de la rodilla y el tobillo, en el sistema de referencia de la rodilla. El procedimiento para calcular el CRT es análogo al que se realiza para determinar el CRR. Se determina el plano que contendrá al eje principal de la tibia, como aquel que pasa por los centros de los marcadores lateral y medial del tobillo (LANK y mLANK respectivamente, para la pierna izquierda) y el CRR (ver Figura 2.9). Luego, el CRT (“T” en las Figuras) se define con respecto al CRR (dada su relación jerárquica) y es calculado, como se muestra en las Ecuaciones 2.5, como el punto medio entre los marcadores mencionados.

$$T : \begin{cases} {}^R d_T^x = ({}^R d_{mLANK}^x + {}^R d_{LANK}^x) / 2 \\ {}^R d_T^y = ({}^R d_{mLANK}^y + {}^R d_{LANK}^y) / 2 \\ {}^R d_T^z = ({}^R d_{mLANK}^z + {}^R d_{LANK}^z) / 2 \end{cases} \rightarrow {}^R \vec{d}_T = \frac{{}^R \vec{d}_{mLANK} + {}^R \vec{d}_{LANK}}{2} \quad (2.5)$$

Definido el CRT, se determina el eje  $z_T$  desde este origen y proximalmente hacia el CRR. Se sigue con el eje  $x_T$  también desde el origen y normal al plano principal de la tibia. Finalmente se define el eje  $y_T$  como aquel que completa el sistema ortogonal, es decir,  $y_T = z_T \times x_T$ .



**Figura 2.9:** Definición del sistema de referencia del tobillo.

En este procedimiento también se determina la posición del marcador de la tibia (LTIB para la pierna izquierda, ver Figura 2.9) en relación al sistema de referencia de la rodilla, es decir, se determina  ${}^P \vec{d}_{LTIB}$  y  ${}^P \vec{d}_{RTHI}$  para la pierna izquierda y derecha respectivamente, que serán útiles en la captura de movimiento de la siguiente etapa.

#### *Pie:*

La posición y la orientación de cada estructura del pie en el momento de estudiar la rodilla no es relevante (69; 70; 73; 74; 75), por lo tanto, se considera todo el pie simplemente como un segmento que articula en el CRT. La posición de este segmento es calculada a partir de dos marcadores (ver Figura 2.10), uno colocado en el talón y otro en el quinto metatarsiano (LHEE y LTOE respectivamente, correspondientes a la pierna izquierda). El origen del sistema de referencia del pie (“P”) se considera que coincide con el marcador del quinto

metatarsiano y de esta forma, se define la posición de P en el sistema de referencia del tobillo como en la Ecuación 2.6.

$${}^T\vec{d}_P = {}^T\vec{d}_{LTOE} \quad (2.6)$$

A continuación se define el plano principal del pie como aquel que intersecta los dos marcadores mencionados y el CRT como se ve en la Figura 2.10.

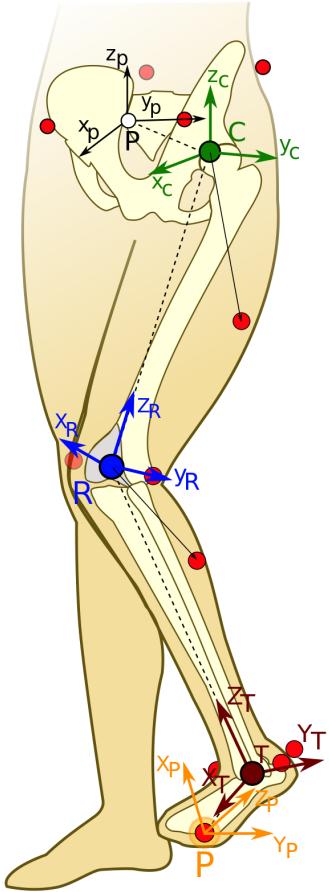
Los ejes correspondientes al sistema de referencia del pie se definen como sigue. El eje  $z_P$  desde el origen P y posteriormente hacia el CRT, se continúa con el eje  $y_P$  también desde el origen y normal al plano principal del pie. Finalmente se define el eje  $x_P$  ortogonal a  $y_P$  y  $z_P$ , es decir,  $x_P = y_P \times z_P$ .



**Figura 2.10:** Definición del sistema de referencia del pie.

Este procedimiento se lleva a cabo en ambos miembros inferiores permitiendo definir completamente los 7 segmentos que componen el modelo  $PiG_m$  a partir de la posición del segmento raíz. Finalmente, el último paso de esta etapa es generar los *Marcadores del Modelo*, los cuales son elementos virtuales ubicados exactamente donde se encuentran los marcadores reales durante la calibración. Estos marcadores virtuales se encuentran rígidamente unidos al modelo de cuerpos rígidos, son independientes de la información que se recolectará durante la captura de movimiento y son los elementos de referencia para el ajuste de las mediciones experimentales.

En la Figura 2.11 se aprecia el esquema de todos los sistemas de referencia definidos sobre los miembros inferiores. Además, se ven las posiciones de los marcadores sobre la piel que permiten esto, y que también serán capaces de caracterizar el movimiento de los miembros inferiores durante la prueba dinámica. Este modelo, ha sido probado y validado continuamente durante las



**Figura 2.11:** Esquema de todos los sistemas de referencia de la pierna izquierda.

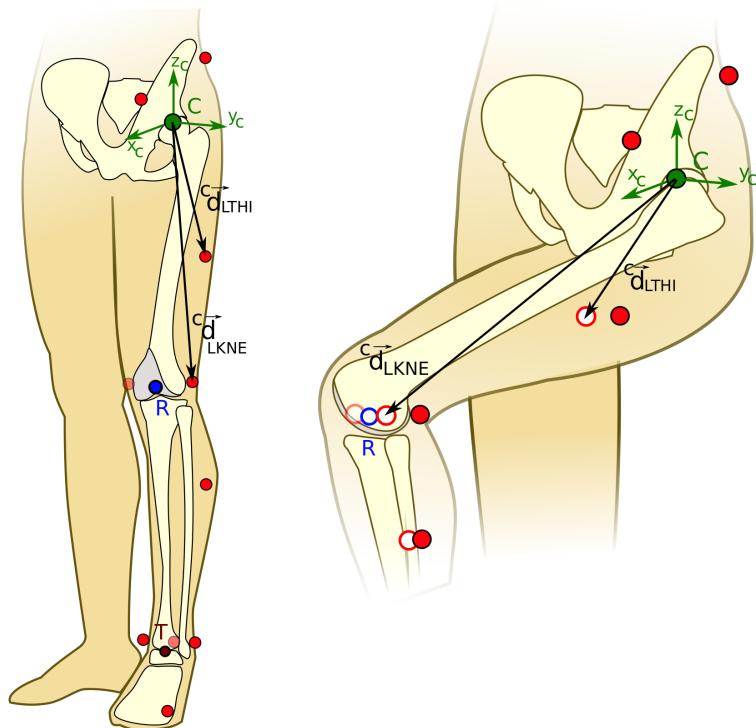
últimas 3 décadas (76; 77; 78; 79; 80; 81; 82; 83) y a pesar de que se han implementado nuevos protocolos que eluden algunas de las dificultades que el *PiG<sub>m</sub>* presenta, éste sigue siendo el estándar (74; 75; 71).

### 2.1.3. Captura de Movimiento y Optimización

Esta etapa comprende el proceso de grabar el movimiento del paciente con un sistema de cámaras tal y como se explicó previamente, mientras éste realiza una tarea motora específica y controlada. A diferencia de la Calibración Estática, en esta etapa se realizan movimientos y los marcadores de cada segmento no se desplazan como un sistema de cuerpos rígidos debido al movimiento relativo entre su ubicación sobre la piel y los huesos subyacentes, los cuales si desplazan como cuerpos rígidos. Este movimiento relativo es función de múltiples factores como: los tejidos debajo de la piel, el reclutamiento de

fibras, la forma y los niveles de activación muscular relacionados con la actividad motora (84; 85; 86). En la literatura, este efecto es conocido como Soft Tissue Artefacts (STA) y aunque se han llevado a cabo numerosos estudios (84; 85; 86; 87; 88; 89; 90) para evaluar su comportamiento, su efecto sobre la cinemática y métodos para compensar su movimiento, aún no hay consenso científico de que técnica produce mejores resultados (84; 86).

Debido al movimiento relativo no rígido entre los marcadores de un mismo segmento, es necesario un estudio de optimización para estimar la posición más probable de los huesos del tren inferior. Consideraremos entonces el sistema de la Figura 2.12 donde se ve una pierna con sus respectivos marcadores en la calibración estática y luego en una posición aleatoria mientras se realiza la captura de movimiento.



**Figura 2.12:** Izquierda: Calibración Estática - Derecha: Movimiento de pierna izquierda

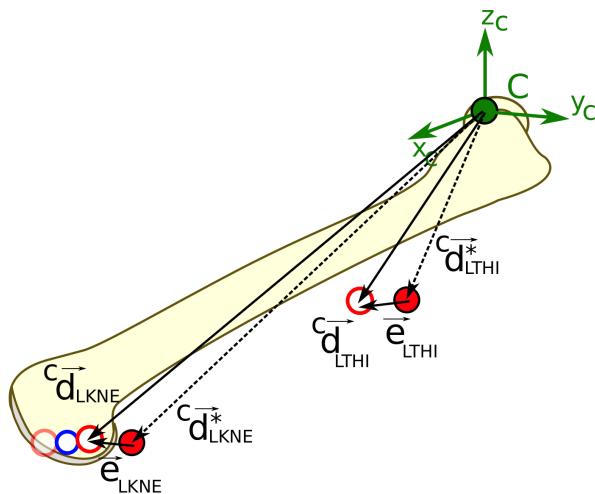
A la izquierda de la Figura 2.12 se esquematiza una pierna con sus respectivos marcadores durante la calibración, y los vectores que ubican al marcador del muslo y al de la rodilla en el sistema de coordenadas de la cadera ( ${}^C\vec{d}_{LTHI}$  y  ${}^C\vec{d}_{LKNE}$  respectivamente). Cabe recordar que en esta instancia los marcadores virtuales y reales coinciden. A la derecha de la Figura 2.12 se puede ver un es-

quema de un cuadro de la captura de movimiento, cuando el individuo estaría elevando su pierna izquierda. En la misma, se ven los marcadores virtuales (círculos vacíos), que por definición son estacionarios con respecto al segmento al cual corresponden (fémur en este caso), y se observan los marcadores reales (círculos llenos) que idealmente deberían coincidir con los virtuales pero no ocurre por el efecto STA previamente mencionado. Nótese que en la rodilla solo se encuentra el marcador lateral y no así el medial, esto es porque este último se usa solamente en la calibración y no en la captura del movimiento.

En la Figura 2.13 se realizó un zoom de la zona de interés y se definieron además los vectores  ${}^C\vec{d}_{LTHI}^*$  y  ${}^C\vec{d}_{LKNE}^*$  como aquellos que ubican a los marcadores LTHI y LKNE reales respectivamente, en el sistema de referencia de la cadera, durante la captura de movimiento. También se define el vector error ( $\vec{e}_i$ ) de cada marcador para cada instante de tiempo, como la diferencia entre un marcador virtual “ $i$ ” (de un segmento óseo) y el marcador real asociado (Ecuación 2.7).

$$\vec{e}_i = {}^C\vec{d}_i - {}^C\vec{d}_i^* \quad (2.7)$$

También se representan en la Figura 2.13 los dos vectores error correspondientes del segmento del fémur,  $\vec{e}_{LTHI}$  y  $\vec{e}_{LKNE}$ .



**Figura 2.13:** Detalle del Movimiento de pierna izquierda

El objetivo de definir los errores de los marcadores reales con respecto a los virtuales es encontrar para cada cuadro de la captura de movimiento la posición de todos los segmentos óseos, sujetos a sus vínculos, que reduce la

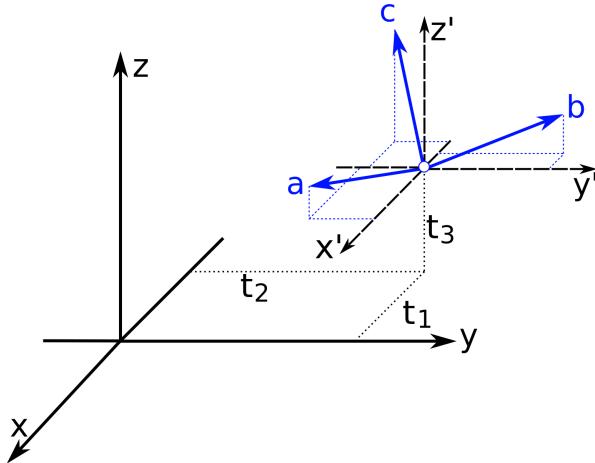
suma de la norma del error de cada marcador “ $\vec{e}_i$ ”. Si tenemos  $n$  números de marcadores asociados a  $m$  segmentos consecutivos, se define  $\mathbb{E}$  como sigue.

$$\mathbb{E} = \sum_{i=1}^n \|\vec{e}_i\| = \sum_{j=1}^m \sum_{i=1}^{m_j} \left\| \vec{d}_i^{j-1} - \vec{d}_i^{*j-1} \right\| \quad (2.8)$$

Hasta ahora el proceso de captura de movimiento consta de una filmación dinámica y un proceso de optimización el cual busca la configuración ósea (que denominaremos  $\mathbf{q}$ ) que minimiza el error. Notando además que el vector  $\vec{e}_i$  es independiente del referencial, el problema se puede plantear de la siguiente forma:

$$\text{OPT: Determinar } \mathbf{q} \text{ t.q. } \sum_{i=1}^n \left\| \vec{d}_i - \vec{d}_i^* \right\| \text{ es mínimo.} \quad (2.9)$$

La solución de la Ecuación 2.9 podría resultar en configuraciones  $\mathbf{q}$  que no respeten la cinemática real del modelo de cuerpos rígidos, por ejemplo, que los todos los vínculos se consideran como articulaciones esféricas. Por lo tanto, hace falta imponer sobre el problema de la Ecuación 2.9 algunas restricciones. Para definir matemáticamente las restricciones reales del sistema es necesario definir un sistema de referencia genérico en relación al sistema de referencia global del laboratorio de marcha.



**Figura 2.14:** Traslado y rotación de un sistema de coordenadas

El origen de un sistema de coordenadas se define simplemente ubicando el punto en el espacio a través de 3 coordenadas como se ve en la Figura 2.14,

sin embargo, definir su orientación es más complejo, ésta se define a partir de una matriz de rotación  $A_j$  de dimensiones  $3 \times 3$ . El hecho de que la matriz de rotación esté determinada por 9 entradas no significa que agregue 9 incógnitas, de hecho se puede demostrar que solo 3 de esos parámetros son independientes (ver referencia (91)).

Si se definen los ejes  $(\mathbf{a}, \mathbf{b}, \mathbf{c})$  en el sistema de referencia global, una forma simple de conocer la matriz de rotación  $A$  es la siguiente. Suponiendo que se tiene el caso de la Figura 2.14, en la cual el sistema  $(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z})$  es el global y el sistema  $(\mathbf{x}', \mathbf{y}', \mathbf{z}')$  se corresponde a la traslación del mismo por el vector  $(t_1, t_2, t_3)$  que lleva al origen del sistema  $(\mathbf{a}, \mathbf{b}, \mathbf{c})$ . Al escribir cada uno de los ejes  $(\mathbf{a}, \mathbf{b}, \mathbf{c})$  en función de sus componentes según el sistema  $(\mathbf{x}', \mathbf{y}', \mathbf{z}')$ , la matriz  $A$  se halla como en la Ecuación 2.10:

$$\begin{cases} \mathbf{a} = (a_{x'}, a_{y'}, a_{z'})^T \\ \mathbf{b} = (b_{x'}, b_{y'}, b_{z'})^T \\ \mathbf{c} = (c_{x'}, c_{y'}, c_{z'})^T \end{cases} \Rightarrow A = (\mathbf{a}, \mathbf{b}, \mathbf{c}) = \begin{pmatrix} a_{x'} & b_{x'} & c_{x'} \\ a_{y'} & b_{y'} & c_{y'} \\ a_{z'} & b_{z'} & c_{z'} \end{pmatrix} \quad (2.10)$$

Además, como el sistema  $(\mathbf{x}', \mathbf{y}', \mathbf{z}')$  es simplemente una traslación del sistema global  $(\mathbf{x}, \mathbf{y}, \mathbf{z})$ , la descomposición del sistema  $(\mathbf{a}, \mathbf{b}, \mathbf{c})$  es idéntica en ambos sistemas, entonces la Ecuación 2.10 se simplifica a la Ecuación 2.11:

$$A = \begin{pmatrix} a_x & b_x & c_x \\ a_y & b_y & c_y \\ a_z & b_z & c_z \end{pmatrix} \quad (2.11)$$

A partir de la definición de la Ecuación 2.11 se puede definir la posición de un punto “ $Q$ ” cualquiera en el sistema de referencia global ( $\vec{d}_Q$ ), en función de su posición con respecto a otro sistema inercial conocido  $(x_P, y_P, z_P)$ , de la siguiente forma:

$$\vec{d}_Q = \vec{d}_P + A_P {}^P \vec{d}_Q \quad (2.12)$$

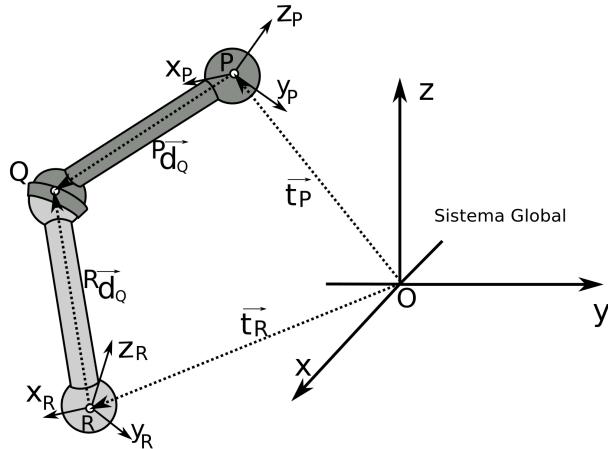
Siendo  $\vec{d}_P$  el vector al origen del sistema  $(x_P, y_P, z_P)$  y  $A_P$  la matriz de rotación asociada.

Para implementar los vínculos esféricos se puede considerar el siguiente razonamiento, véase la Figura 2.15, el punto “ $Q$ ” (en el centro de la articulación), puede ser definido utilizando la Ecuación 2.12 recorriendo el camino que pasa

por “P” o el que pasa por “R”, de esta forma se llega a la siguiente restricción.

$$\vec{d}_Q = \vec{d}_P + A_P {}^P \vec{d}_Q = \vec{d}_R + A_R {}^R \vec{d}_Q$$

Se define:  $\Theta^{esf} = \vec{d}_P + A_P {}^P \vec{d}_Q - \vec{d}_R - A_R {}^R \vec{d}_Q = 0$  (2.13)



**Figura 2.15:** Esquema de vínculo esférico en el sistema de referencia global

De la Ecuación 2.13 se extraen las restricciones que debe cumplir el problema de optimización para cada una de las 6 articulaciones consideradas para que el resultado sea consistente con el modelo del sistema de cuerpos rígidos. Finalmente, se agregan las restricciones a la Ecuación 2.9 para completar el problema de optimización, resultando en la Ecuación 2.14.

$$\text{OPT: Determinar } \mathbf{q} \text{ t.q. } \begin{cases} \sum_{i=1}^n \left\| \vec{d}_i - \vec{d}_i^* \right\| \text{ Sea mínimo.} \\ \text{sujeto a: } \Theta^{esf}(art) = 0 \quad \forall art \end{cases} \quad (2.14)$$

Siendo “art” las 6 articulaciones del modelo.

El problema de la Ecuación 2.14 se resuelve para cada cuadro de la captura de movimiento y una vez determinadas todas las configuraciones óptimas de cada instante  $\mathbf{q}(\text{cuadro})$  se obtienen las curvas de los ángulos de las articulaciones de interés (la rodilla en este caso) definidas en las direcciones que son utilizadas en la descripción clínica de los movimientos tridimensionales de la articulación (27; 28):

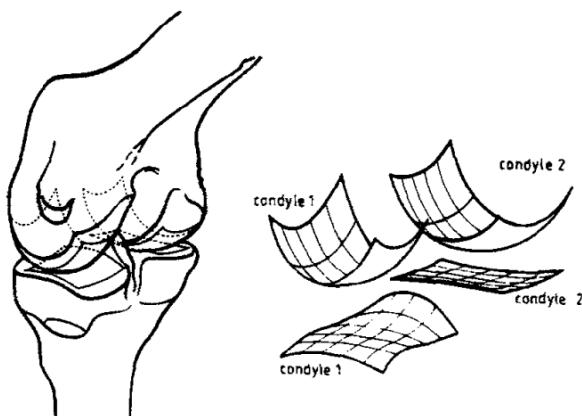
- Flexión - Extensión: Giro en  $R$  según el eje  $y_R$
- Rotación Interna - Externa: Giro en  $R$  según el eje  $z_T$
- Varo - Valgo: Giro en  $R$  según el eje  $x_T$

## 2.2. Aplicaciones del Método de Elementos Finitos en la AR

Entender el comportamiento biomecánico de la rodilla es esencial para desarrollar mejores técnicas de diagnóstico, realizar comparaciones objetivas de intervenciones quirúrgicas y facilitar la evaluación de nuevos tejidos de reemplazo.

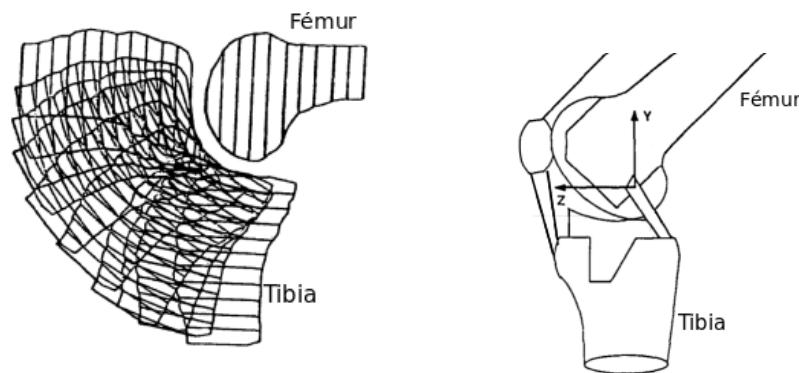
Sin embargo la evaluación *in vivo* del comportamiento biomecánico de la rodilla varía desde compleja a imposible en la mayoría de los casos. Es por esto que desde la década del 70 se están desarrollando modelos computacionales que representen la misma e intentan evaluar su desempeño ante diferentes escenarios (26; 92).

*Crowninshield et al.*(93) presentaron uno de los primeros trabajos que modela matemáticamente la articulación de la rodilla, evaluando el rol de cada uno de los principales ligamentos (representados por 13 estructuras) en la estabilidad de la articulación frente a cargas externas. *Wismans et al.* (5), unos años mas tarde, desarrolló un modelo matemático (ver Figura 2.16) que permitió estudiar los movimientos relativos y las fuerzas en la rodilla, con resultados similares a los presentados en trabajos experimentales previos. En este trabajo consideró la tibia y el fémur como cuerpos rígidos, de los cuales se representó solamente su superficie articular como polinomios en el espacio, mientras que los ligamentos fueron modelados como resortes no-lineales con inserciones puntuales en los huesos.

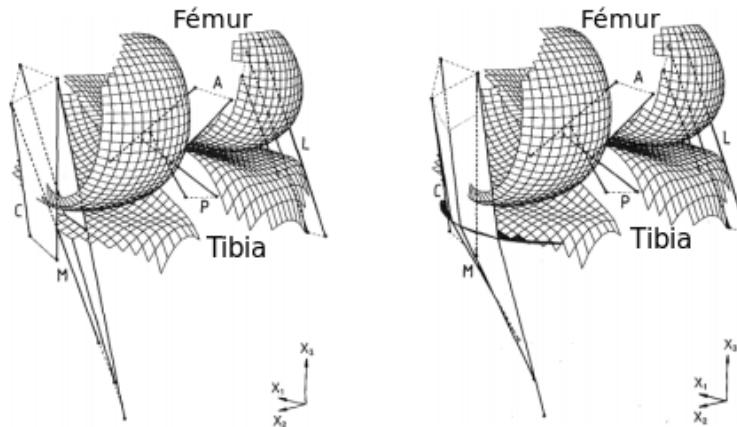


**Figura 2.16:** Superficies articulares y aproximación matemática - Fuente: *Wismans et al.* (5).

Posteriormente, *Andriacchi et al.*, *Essinger et al.* y *Blankevoort et al.* desarrollaron modelos matemáticos de la articulación para estudiar diferentes efectos. En el primero (62) se estudió el comportamiento de la rodilla en función a las cargas y las restricciones, el segundo (94) evaluó la biomecánica en términos de presión de contacto y distribución de tensiones para rodillas con prótesis de cóndilos y el tercero (6) estudió las características del contacto articular por dos modelos diferentes.



(a) Rotación de la tibia con respecto al fémur de *Andriacchi et al.* (62).  
(b) Estructuras modeladas en el trabajo de *Essinger et al.* (94).

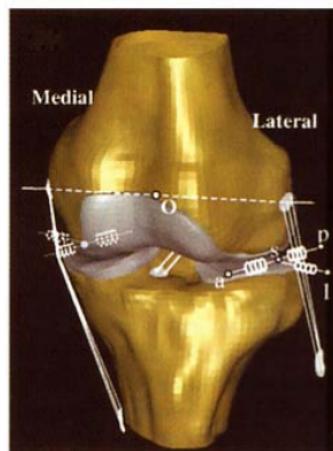


**Figura 2.17:** Esquemas de los modelos matemáticos utilizados en *Blankevoort et al.* (6).

Aunque estos modelos matemáticos han sido invaluciales para el entendimiento del comportamiento de cada estructura que compone la articulación, presentan limitaciones inherentes a la complejidad de un modelo matemático analítico para representar una articulación tan compleja como la rodilla con su variedad de estructuras (26). De esta forma, a finales de la década del 90, co-

mienzan a ser presentados modelos 2D y 3D analizados mediante el Método de Elementos Finitos (MEF), técnica ampliamente validada en muchos aspectos de la ingeniería y cuyo uso en biomecánica se ha ido incrementando, transformándose en una herramienta prometedora para el estudio y la simulación de biosistemas (26; 92; 95; 96; 97).

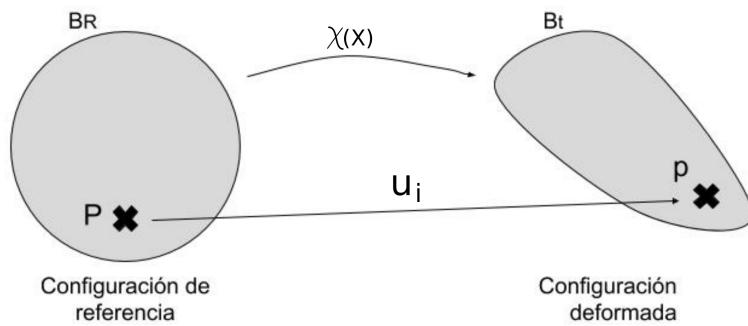
El trabajo presentado por *Li et al.* (7) fue uno de los primeros análisis 3D que estudió la articulación Tibio-Femoral mediante el MEF (ver Figura 2.18), este trabajo predijo la cinemática articular y las fuerzas sobre los ligamentos en respuestas a cargas externas. La geometría en este trabajo fue obtenida a partir de MRI de una rodilla cadavérica y se modeló el cartílago como un material elástico, los meniscos como grupos de resortes de rigidez equivalente, los ligamentos como resortes no-lineales y los huesos como cuerpos rígidos. El mismo espécimen fue testado en el Sistema Universal sensor de Fuerza-Momento y los resultados presentaron una similitud que validó el modelo computacional e impulsó al desarrollo de modelos más avanzados, demostrando el gran potencial para el análisis del efecto de la reconstrucción de ligamentos. Desde entonces se ha profundizado en el estudio de la AR en diferentes aspectos como, respuesta biomecánica de cada estructura frente a cargas externas (12; 98), degeneración del cartílago articular (99; 100), influencia de la geometría ósea y de la forma de los meniscos (13; 101) y respuesta bifásica del cartílago (98; 102; 103) entre muchos otros. Hoy en día, este método es el más popular y ha sido implementado extensamente en los últimos 30 años para crear modelos 3D del complejo de la AR, en un gran número de publicaciones científicas (26; 92; 95; 96; 97).



**Figura 2.18:** Modelo de Elementos Finitos obtenido mediante segmentación de MRI - Fuente: *Li et al.* (7).

## 2.3. Modelos Materiales

Si un cuerpo no rígido es sometido a fuerzas externas, éste se deforma adoptando una configuración de equilibrio en el espacio. Al deformarse, se define la función de deformación  $\chi(X)$  tal que; dada la posición de una partícula  $X$  del sólido en la configuración de referencia ( $B_R$ ), devuelve la configuración deformada ( $B_t$ ). En el ejemplo de la Figura 2.19 se muestra como una partícula ubicada en la posición  $P$  pasa a ocupar la posición  $p$  luego de que el elemento es deformado ( $\chi(P) = p$ ).



**Figura 2.19:** Cuerpo sometido a fuerzas externas en su configuración de referencia y su configuración deformada.

Definiendo el vector desplazamiento  $u_i$  de la partícula  $i$ -ésima, como aquel que desde  $X_i$  apunta a  $x_i$ , la función  $\chi$  queda definida como:  $\chi(X_i) = X_i + u_i$ . Dada que la deformación del sólido es considerada continua, la función de deformación debe ser diferenciable y a partir de ésta se define  $\mathbf{F}$  como el gradiente material ( $\nabla_m$ ) de la deformación, ésto es,  $\mathbf{F} = \nabla_m \chi(X)$ . Donde cada entrada de  $\mathbf{F}$  se define como se expresa en la Ecuación 2.15.

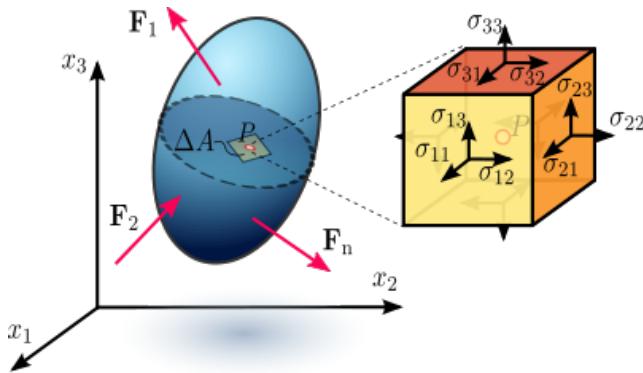
$$F_{ij} = \delta_{ij} + \frac{\partial u_i}{\partial X_j} \quad \text{siendo } \delta_{ij} = \begin{cases} 1 & \text{si } i = j \\ 0 & \text{si } i \neq j \end{cases} \quad (2.15)$$

Definido el tensor  $\mathbf{F}$  es posible definir el tensor de deformaciones de Cauchy-Green por derecha  $\mathbf{C}$  como:

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F}. \quad (2.16)$$

Mientras el gradiente de desplazamientos permanezca pequeño es casi indiferente si cada magnitud está referida a la configuración de referencia o a

la deformada (ésta es conocida como la hipótesis de *pequeñas deformaciones*). Sin embargo, cuando no es válida esta asunción (como en las deformaciones de los ligamentos) es ineludible la necesidad de definir claramente el dominio sobre el cual está definida cada magnitud (104). En el caso de las tensiones es habitual querer conocer las solicitudes reales (la fuerza real dividido el área real sobre la cual está aplicada) a las que está sometido un cuerpo determinado. El tensor de tensiones que contiene estas solicitudes reales es llamado el Tensor de Cauchy  $\sigma$ . Por ejemplo, si tenemos el cuerpo de la Figura 2.20 al cual se le aplican las fuerzas que allí se ven, sea  $P$  un punto cualquiera, el tensor  $\sigma$  para ese punto representado con el cubo diferencial de la misma figura queda como en la Ecuación 2.17.



**Figura 2.20:** Representación del tensor de Tensiones de Cauchy. Fuente: [https://es.wikipedia.org/wiki/Tensor\\_tension](https://es.wikipedia.org/wiki/Tensor_tension)

$$\sigma = \begin{pmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{pmatrix} \quad (2.17)$$

Como las tensiones representadas por el tensor de Cauchy son las “reales”, éstas se encuentran referidas a la configuración actual (o deformada) que habitualmente en mecánica del sólido se desconoce. Esto lleva a que el abordaje más común para describir la dinámica de una cuerda, sea utilizar una medida de tensión auxiliar que se defina sobre una configuración de referencia conocida. En análisis no lineal este tensor es el Segundo Tensor de Tensiones de Piola-Kirchhoff o Tensor de Cosserat  $\mathbf{S}$  el cual se relaciona con el tensor  $\sigma$  a través de la Ecuación 2.18.

$$\sigma = J^{-1} \mathbf{F} \cdot \mathbf{S} \cdot \mathbf{F}^T \quad \text{Siendo } J = \det(\mathbf{F}) \quad (2.18)$$

Por lo tanto, conocer el tensor  $\mathbf{S}$  es sinónimo, en mecánica del sólido, de conocer el estado tensional de un cuerpo sometido a determinadas solicitudes. Sin embargo, para determinar la deformación causada sobre el cuerpo por acción de dichas cargas hace falta conocer cómo es el comportamiento mecánico del material, es decir, cómo se relacionan las tensiones con las deformaciones. Esto se presenta en la siguiente sección para los materiales que intervienen en el análisis llevado a cabo en el presente trabajo.

### 2.3.1. Hiperelástico Transversalmente Isotrópico

Un material Hiperelástico tiene la capacidad de retornar a su estado inicial una vez que la carga que ocasionó la deformación desaparece, o lo que es lo mismo, el trabajo realizado al deformar este material se recupera durante el proceso de descarga, por lo tanto, no hay disipación de energía.

El material Transversalmente Isotrópico es habitualmente empleado para modelar tejidos biológicos fibrosos que presentan una dirección preferencial, es decir que no son isotrópicos, tales como los ligamentos, el tejido del corazón o de los pulmones (105; 10). Es directo relacionar que la presencia de fibras, en una matriz isotrópica, provoca la pérdida de esta característica al considerar el material compuesto. Sin embargo, si las fibras están alineadas según alguna dirección preferencial, aún se puede considerar que el comportamiento mecánico del plano normal a esta dirección continúa siendo isotrópico, de ahí el nombre de este tipo de materiales “*Transversalmente Isotrópico*”.

Un material Hiperelástico propone la existencia de una función de energía libre de Helmholtz  $\Psi$  definida por unidad de volumen de referencia. Esta función es conocida como Densidad de Energía de Deformación (DED) y para materiales hiperelásticos solo depende del gradiente de deformaciones  $\mathbf{F}$ , entonces  $\Psi = \Psi(\mathbf{F})$  (105).

A continuación se desarrolla la expresión de la función de DED para un material transversalmente isotrópico y su relación con las tensiones internas, es decir, se obtendrá la **ecuación constitutiva** específica para este tipo de materiales.

Como se mencionó previamente, el segundo tensor de tensiones de Piola-Kirchhoff  $\mathbf{S}$ , es necesario para la determinación de las tensiones internas. Además, permite deducir una expresión para el comportamiento del material

a partir de su relación con la función  $\Psi$  (Ecuación 2.19):

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial \Psi(\mathbf{C})}{\partial \mathbf{C}} \quad (2.19)$$

Donde se consideró que  $\Psi(\mathbf{F})$  y  $\Psi(\mathbf{C})$  son expresiones equivalentes por la Ecuación 2.16.

Para continuar se desarrolló la función de energía, tal y como propone Weiss (8), asumiendo que la DED de un material compuesto, con una dirección preferencial, puede escribirse como la adición de las funciones de densidad de energía correspondientes a cada componente. Esto es:

$$\Psi(\mathbf{C}, \vec{a}^0) = \Psi^m(\mathbf{C}) + \Psi^f(\mathbf{C}, \vec{a}^0) \quad (2.20)$$

Donde los superíndices  $m$  y  $f$  hacen referencia a la substancia matriz y a las fibras respectivamente, y  $\vec{a}^0$  es la dirección de las fibras en la configuración de referencia.

Además considerando los dos siguientes resultados:

### Resultado 1:

Cualquier función isótropa puede ser definida en función de sus invariantes principales (ver (106) por su demostración):

$$\Psi(\mathbf{C}) = \Psi(I_1, I_2, I_3) \quad \text{Siendo} \begin{cases} I_1 = \text{tr}(\mathbf{C}) \\ I_2 = \frac{1}{2} (\text{tr}(\mathbf{C})^2 - \mathbf{C} : \mathbf{C}) \\ I_3 = \det(\mathbf{C}) = J^2 \end{cases} \quad (2.21)$$

### Resultado 2:

Una función  $\Psi^f$  que corresponda a la energía aportada por la deformación de fibras organizadas undimensionalmente, puede ser definida a partir de dos magnitudes como sigue (ver (107) por su demostración):

$$\Psi^f(\mathbf{C}, \vec{a}^0) = \Psi^f(I_4, I_5) \quad (2.22)$$

Siendo  $I_4$  e  $I_5$  los pseudo-invariantes cuatro y cinco definidos como:

- $I_4 = \vec{a}^0 \cdot \mathbf{C} \cdot \vec{a}^0 = \lambda^2$
- $I_5 = \vec{a}^0 \cdot \mathbf{C}^2 \cdot \vec{a}^0$

Donde  $\lambda$  es el estiramiento de la fibra medido como  $L/L_0$ .

La Ecuación 2.20 puede reescribirse como sigue:

$$\Psi(\mathbf{C}, \vec{a}^0) = \Psi^m(I_1, I_2, I_3) + \Psi^f(I_4, I_5) \quad (2.23)$$

Sin embargo, dado que muchos de los efectos gobernados por el quinto pseudo-invariante pueden ser introducidos mediante la derivada de la función según el cuarto pseudo-invariante (108), es habitual que la dependencia de  $\Psi$  con  $I_5$  sea omitida, resultando en la expresión de la Ecuación 2.24.

$$\Psi(\mathbf{C}, \vec{a}^0) = \Psi^m(I_1, I_2, I_3) + \Psi^f(I_4) \quad (2.24)$$

Por conveniencia se separa la función  $\Psi^m$  en sus componentes volumétrica, la cual es función únicamente del tercer invariante, y su componente desviadora, la cual depende del primero y del segundo, modificados. La función de DED de la substancia matriz queda entonces:

$$\Psi^m(\mathbf{C}) = \Psi_v^m(I_3) + \Psi_d^m(\tilde{I}_1, \tilde{I}_2) \quad (2.25)$$

Siendo el símbolo  $\tilde{\cdot}$  una identificación que denota a los invariantes relacionados a la componente desviadora del tensor de deformaciones de Cauchy-Green por derecha ( $\tilde{\mathbf{C}}$ ) definidos a partir de la Ecuación 2.26 (108).

$$\tilde{\mathbf{C}} = \tilde{F}^T \tilde{F} \quad \text{y} \quad \tilde{F} = J^{-1/3} F \quad (2.26)$$

El término asociado a la compresibilidad se modela como una función de penalización del jacobiano (Ecuación 2.27), siendo ésta la forma estándar con la que se representan los materiales quasi-incompresibles que simulan las matrices de los tejidos biológicos (109).

$$\Psi_v^m(I_3) = \frac{K}{2} \ln(\sqrt{I_3})^2 \quad (2.27)$$

Donde  $K$  es el módulo de compresibilidad.

Por otro lado, el término desviatorio se modeló como un material hiperelástico, isótropo, incompresible (dado que este término debe ser isócoro), genérico, conocido como Mooney-Rivlin, cuya expresión para la función de DED se presenta en la Ecuación 2.28

$$\Psi_d^m(\tilde{I}_1, \tilde{I}_2) = C_1(\tilde{I}_1 - 3) + C_2(\tilde{I}_2 - 3) \quad (2.28)$$

Donde  $C_1$  y  $C_2$  son coeficientes que definen el comportamiento del material Mooney-Rivlin y en particular, si la constante  $C_2 = 0$  este modelo reproduce la versión incompresible del material conocido como Neo-Hookean.

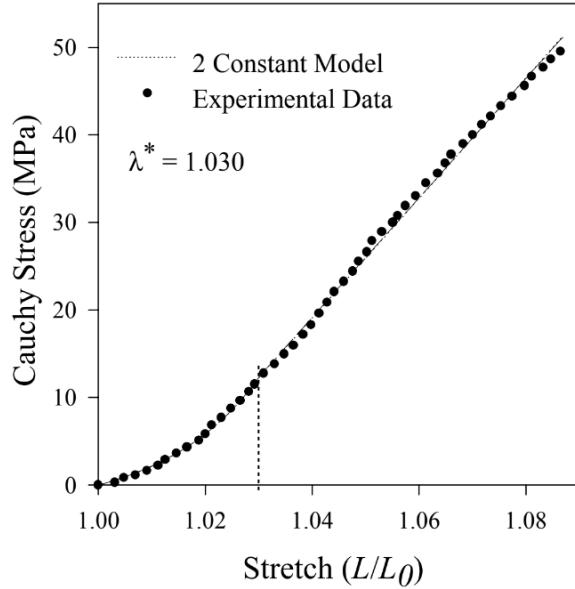
De esta forma queda definida la función de DED del la substancia matriz (Ecuación 2.29) mediante la adición de sus componentes desviadora (Ecuación 2.28) y volumétrica (Ecuación 2.27).

$$\Psi^m(\mathbf{C}) = C_1(\tilde{I}_1 - 3) + C_2(\tilde{I}_2 - 3) + \frac{K}{2} \ln(\sqrt{I_3})^2 \quad (2.29)$$

Una vez descrito el comportamiento de la substancia matriz, se debe desarrollar el comportamiento de las fibras y la dependencia de la función de DED del material compuesto, con la dirección preferencial. Según Weiss (8) existen al menos dos formas de introducir la dependencia direccional de la deformación del material en la función de energía; la primera es restringir la forma en la que la energía puede depender de la deformación, mientras que la segunda sería introducir explícitamente un vector que represente la dirección preferencial de las fibras. En el presente desarrollo ya ha sido introducida esta dependencia directamente incorporando el vector  $\vec{a}^0$  por lo tanto continuar con el segundo enfoque resulta lo natural.

Para determinar la forma funcional de  $\Psi^f$ , Weiss en su tesis doctoral en 1995 (8) realizó algunas observaciones y ensayos, desarrollando luego un modelo que sigue vigente hoy en día. Weiss notó que las fibras de colágeno solo pueden ser traccionadas (no se resisten a la compresión), además mostró que la relación tensión-estiramiento para el colágeno puede ser bien aproximada por una región exponencial al comienzo seguida por una zona lineal (ver Figura 2.21). La zona exponencial representa la rigidez incremental al reclutar y alinear acumulativamente las fibras de colágeno y la región lineal es simplemente la rigidez equivalente de las fibras cuando todas se encuentran en reclutadas y alineadas.

Estas observaciones derivaron en que  $\Psi^f$  podía ser una función que cumpliera la Ecuación 2.30.



**Figura 2.21:** Respuesta de los ensayos experimentales del tendón Fascia Lata, en la dirección de las fibras, presentado en (8).

$$f(\tilde{\lambda}) = \tilde{\lambda} \frac{\partial \Psi^f}{\partial \tilde{\lambda}} = \begin{cases} 0, & \tilde{\lambda} \leq 1 \\ C_3 \left( e^{C_4(\tilde{\lambda}-1)} - 1 \right), & 1 < \tilde{\lambda} < \lambda^* \\ C_5 \tilde{\lambda} + C_6, & \tilde{\lambda} \geq \lambda^* \end{cases} \quad (2.30)$$

Aquí,  $\lambda^*$  es el estiramiento en el cual todas las fibras se alinean y comienzan a tensionarse de forma igualitaria. El coeficiente  $C_3$  escala la tensión exponencial, el  $C_4$  controla la taza de reclutamiento de las fibras y  $C_5$  representa la rigidez equivalente de las fibras. El último coeficiente  $C_6$  es aquel que le da continuidad a la curva Tensión-Estiramiento de la Figura 2.21 en  $\lambda^*$  (8).

Una vez obtenidas las expresiones de las Ecuaciones 2.29 y 2.30 se puede avanzar para determinar la expresión correspondiente al Segundo tensor de Piola-Kirchhoff  $\mathbf{S}$ .

Hasta ahora se tiene que la función de densidad de energía de deformación de un material hiperelástico transversalmente isotrópico y quasi-incompresible es:

$$\Psi(\mathbf{C}, a^0) = C_1(\tilde{I}_1 - 3) + C_2(\tilde{I}_2 - 3) + \frac{K}{2} \ln(\sqrt{I_3})^2 + \Psi^f(\tilde{I}_4) \quad (2.31)$$

De la Ecuación 2.19 se tiene que debemos derivar esta expresión según el tensor de deformaciones  $\mathbf{C}$ , utilizando la regla de la cadena para cada término en función de los invariantes, se llega a la Ecuación 2.32:

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial \Psi}{\partial \mathbf{C}} = 2 \left( \Psi_{\tilde{I}_1} \frac{\partial \tilde{I}_1}{\partial \mathbf{C}} + \Psi_{\tilde{I}_2} \frac{\partial \tilde{I}_2}{\partial \mathbf{C}} + \Psi_{I_3} \frac{\partial I_3}{\partial \mathbf{C}} + \Psi_{\tilde{I}_4} \frac{\partial \tilde{I}_4}{\partial \mathbf{C}} \right) \quad (2.32)$$

Donde en la Ecuación 2.32 y en adelante se utilizará la siguiente simplificación en la notación de las derivadas parciales para facilitar la lectura de las expresiones, evitando el exceso de simbología:  $\partial \Psi / \partial I_1 = \Psi_{I_1}$ ,  $\partial \Psi / \partial I_2 = \Psi_{I_2}$ , etc .

Cada uno de los sumandos de la Ecuación 2.32 es un producto de derivadas. Los primeros factores ( $\Psi_{\tilde{I}_1}, \Psi_{\tilde{I}_2}$ , etc...) dependen de la función de energía utilizada y por lo tanto no son genéricos, mientras que los segundos factores de cada sumando se calculan rápidamente y valen:

$$\begin{aligned} \frac{\partial \tilde{I}_1}{\partial C} &= \frac{\partial \tilde{I}_1}{\partial \tilde{C}} \frac{\partial \tilde{C}}{\partial C} = \mathbf{1} J^{-2/3} \\ \frac{\partial \tilde{I}_2}{\partial C} &= \frac{\partial \tilde{I}_2}{\partial \tilde{C}} \frac{\partial \tilde{C}}{\partial C} = (I_1 \mathbf{1} - \mathbf{C}^T) J^{-2/3} \\ \frac{\partial I_3}{\partial C} &= I_3 \mathbf{C}^{-T} = I_3 \mathbf{C}^{-1} \\ \frac{\partial \tilde{I}_4}{\partial C} &= \frac{\partial \tilde{I}_4}{\partial \tilde{C}} \frac{\partial \tilde{C}}{\partial C} = (\vec{a}_0 \otimes \vec{a}_0) J^{-2/3} \end{aligned} \quad (2.33)$$

Donde  $\mathbf{1}$  representa el tensor identidad de orden 2.

Las derivadas de la función  $\Psi$  según los primeros dos invariantes son triviales y se muestra a continuación.

$$\begin{aligned} \Psi_{\tilde{I}_1} &= C_1 \\ \Psi_{\tilde{I}_2} &= C_2 \end{aligned} \quad (2.34)$$

Para calcular la derivada de  $\Psi$  según el tercer invariante se utiliza que  $J = \sqrt{I_3}$  (ver Ecuación 2.21) y se utiliza la regla de la cadena, esto resulta en la Ecuación 2.35:

$$\Psi_{I_3} = \frac{\partial(K/2)ln(\sqrt{I_3})^2}{\partial I_3} = \frac{K}{2J^2}ln(J) \quad (2.35)$$

Finalmente, se debe analizar las derivada de función DED del material compuesto con respecto al cuarto pseudo-invariante. Puesto que en la Ecuación 2.30 se tiene la expresión para el término  $\tilde{\lambda} \frac{\partial \Psi^f}{\partial \tilde{\lambda}}$ , se determina cómo se relaciona el mismo con la derivada buscada.

$$\Psi_{\tilde{I}_4} = \frac{\partial \Psi^f}{\partial \tilde{I}_4} = \frac{\partial \Psi^f}{\partial \tilde{\lambda}} \frac{\partial \tilde{\lambda}}{\partial \tilde{I}_4} = \frac{\partial \Psi^f}{\partial \tilde{\lambda}} \frac{\partial \sqrt{\tilde{I}_4}}{\partial \tilde{I}_4} \quad (2.36)$$

Donde en la primer igualdad se utiliza la definición y que el término de la DED que depende de  $\tilde{I}_4$  es solo el correspondiente a las fibras. En la segunda se implementa la regla de la cadena convenientemente y a la tercera se llega utilizando que  $\tilde{I}_4 = \tilde{\lambda}^2$ . Luego, resolviendo la última derivada donde aparece la raíz, se tiene:

$$\frac{\partial \sqrt{\tilde{I}_4}}{\partial \tilde{I}_4} = \frac{1}{2\sqrt{\tilde{I}_4}} = \frac{1}{2\tilde{\lambda}} \quad (2.37)$$

Agrupando los resultados de las Ecuaciones 2.36 y 2.37 se llega a la expresión correspondiente a  $\Psi_{\tilde{I}_4}$  que se presenta en la Ecuación 2.38:

$$\Psi_{\tilde{I}_4} = \frac{\partial \Psi}{\partial \tilde{\lambda}} \frac{1}{2\tilde{\lambda}} = \tilde{\lambda} \frac{\partial \Psi}{\partial \tilde{\lambda}} \left( \frac{1}{2\tilde{\lambda}^2} \right) \quad (2.38)$$

Una vez resueltos todos los términos es posible rearmar la Ecuación 2.32, utilizando las Ecuaciones 2.33, 2.34, 2.35 y 2.38, obteniéndose:

$$\mathbf{S} = 2 \left[ \frac{\mathbf{1}C_1 + (I_1\mathbf{1} - \mathbf{C}^T)C_2}{J^{2/3}} + \frac{K}{2J^2}ln(J)I_3\mathbf{C}^{-1} + \frac{(\vec{a}_0 \otimes \vec{a}_0)}{2\tilde{\lambda}^2 J^{2/3}} f(\tilde{\lambda}) \right] \quad (2.39)$$

Siendo  $f(\tilde{\lambda})$  la función partida que se definió en la Ecuación 2.30.

# **Capítulo 3**

## **Captura de Movimiento y Procesamiento**

En esta sección se presenta el procedimiento que se realizó para obtener las curvas de los ángulos anatómicos de la rodilla derecha de un sujeto, al realizar la tarea motora solicitada, de subir un escalón con la pierna derecha. Esta tarea motora fue seleccionada dado que es habitual en la vida diaria humana pero es más exigente que otras como caminar (85; 89).

### **3.1. Consideraciones**

Se seleccionó un sujeto sano, sin historial de patologías previas que afecten el normal desarrollo de la tarea motora.

El laboratorio de marcha en el cual se realizó la captura esta ubicado en el Hospital de Clínicas (Montevideo, Uruguay) y cuenta con un sistema VICON de 8 cámaras que cubre un espacio físico de aproximadamente  $5 \times 7 \times 2,5\text{m}$ .

### **3.2. Procedimiento**

Para comenzar se toman las medidas antropométricas necesarias mencionadas en la Sección 2.1.1 a excepción de la masa corporal dado que en necesaria solamente para el análisis dinámico (que no se realizará en este trabajo).

En conjunto con un especialista se miden las siguientes dimensiones:

- Altura = 172 cm
- Distancia entre las espinas ilíacas = 28cm
- Longitud de piernas: Derecha = 88,0cm, Izquierda = 87,5cm
- Ancho de rodillas: Derecha = 90mm
- Ancho del tobillo: Derecho = 70mm,

Una vez ingresados todos los parámetros al sistema de captura, se procedió a la colocación de los marcadores, realizado por un técnico especialista y experimentado en la temática, según el Protocolo *Plug-in Gait modificado* y como se muestra en la Figura 2.4. A continuación, se siguió con la Calibración Estática, que consta de filmar al individuo por 1 segundo con los 20 marcadores del *PiG<sub>mod</sub>* en una posición determinada y sin moverse (ver Figura 3.1).



**Figura 3.1:** Calibración estática del paciente.

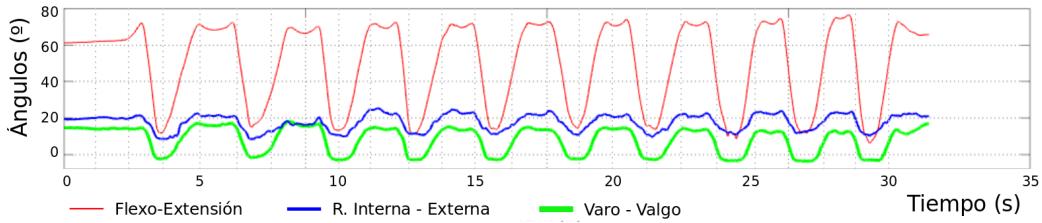
Hecho esto, se retiran los 4 marcadores incorporados por la modificación del *PiG<sub>mod</sub>* para la calibración estática (los internos en las rodillas y en los tobillos) y se siguió a la etapa de la captura del movimiento. Se le solicitó al individuo que coloque su pierna derecha sobre el escalón y realice 10 repeticiones con la siguiente consigna (ver Figura 3.2), mientras se lo filmaba con las 8 cámaras a 100Hz:

- Subir el escalón controladamente, con la pierna izquierda extendida ligeramente hacia atrás.
- Una vez arriba y con la pierna derecha completamente extendida, volver al punto de partida.
- Repetir este procedimiento 10 veces, de forma tan similar como sea posible.



**Figura 3.2:** Calibración estática del paciente.

NEXUS es el software de VICON que se encarga de procesar la información obtenida por las cámaras y determinar la posición de los marcadores para cada cuadro, determinando los sistemas de referencias locales mostrados en la Sección 2.1.2 y su posición relativa. Una vez hecho esto, se realiza la optimización global previamente explicada en la Sección 2.1.3. Obteniendo así, las curvas estimadas de los ángulos anatómicos (Flexo-Extensión, Varo-Valgo, Rotación Interna-Externa, en el caso de la rodilla), de cada una de las articulaciones analizadas. En particular se extraen los resultados que son de interés para este trabajo, los ángulos correspondientes a la rodilla derecha, que son los que se muestran en la Figura 3.3.

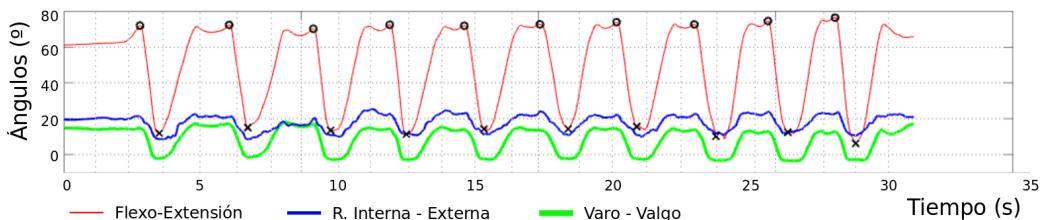


**Figura 3.3:** Ángulos anatómicos de la AR derecha al subir un escalón.

### 3.3. Procesamiento

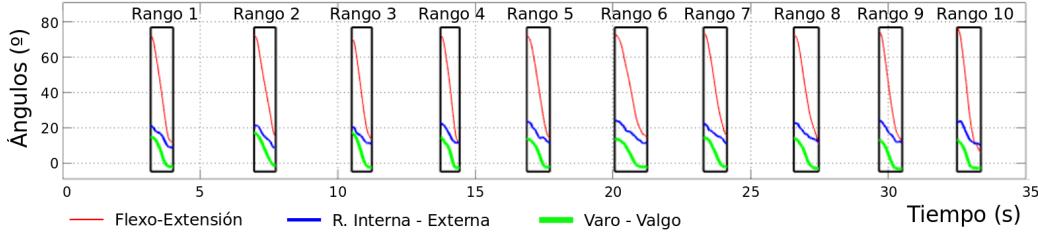
El procesamiento de los datos constó de analizar estadísticamente las curvas obtenidas con el ensayo experimental. Como todo experimento, las variaciones al repetir el mismo son inevitables e inherentes al trabajo de campo. Para sobrellevar estas diferencias es habitual realizar varias repeticiones y trabajar con la media ( $\mu$ ) y la desviación estándar ( $\sigma_{STD}$ ) del ensayo (110), sin embargo cuando la población es grande o infinita, tal que no se conocen todos los valores, no se puede determinar el valor de la media ni el de la desviación estándar.

De este ensayo se obtuvieron los datos presentados en forma de gráfica en la Figura 3.3, sin embargo no toda la información es útil, muchos de los datos corresponden a los movimientos de transición para llegar de la posición final a la inicial, etapa que no se analizó. Para determinar los rangos de interés fue necesario definir el comienzo y el final de la tarea motora. Para cada ciclo se tomó como punto de inicio de la tarea motora el punto de mayor flexión previo al comienzo de la extensión y como punto de fin de la tarea el punto de mayor extensión. En la Figura 3.4 se aprecia con círculos negros el comienzo de la tarea y con cruces negras el fin.



**Figura 3.4:** Comienzo y Fin de la tarea motora para cada ciclo.

A continuación se eliminaron de las gráficas los datos que no pertenecían al movimiento de elevación según la definición y se generaron 10 rangos de datos, que son los comprendidos entre un círculo y la cruz siguiente y se muestran en la Figura 3.5.



**Figura 3.5:** Rangos correspondientes a los ciclos de tarea motora.

En dicha figura se ve que la sexta repetición de la tarea (Rango 6) tomó considerablemente más tiempo que las restantes. Numéricamente, el tiempo que tomó cada elevación y su diferencia con la media de todos los ciclos se muestra en la Tabla 3.1 donde la diferencia se calculó como:

$$Dif(\%) = \left| \frac{T_i - \bar{T}}{\bar{T}} \right|$$

Siendo  $T_i$  el tiempo que tomó cada elevación y  $\bar{T}$  la media de los tiempos considerados. Además en la Tabla 3.1 se muestra también la media del tiempo de todos los ciclos sin incluir la elevación 6 y se aprecia como las diferencias mejoran, obteniendo que en todos los casos sea menor al 15 %. Por lo tanto, se consideró a la repetición 6 como una medida anormal y se eliminó de la muestra para el análisis estadístico.

Rangos	Tiempo (ms)	Dif (%)	Dif (Sin 6) (%)
1	830	3,94	0,403
2	800	7,41	3,22
3	740	14,3	10,5
4	710	17,8	14,1
5	850	1,62	2,82
6	1200	38,9	-
7	860	0,462	4,03
8	920	6,48	11,3
9	850	1,62	2,82
10	880	1,85	6,45
Media	864	-	-
Media (Sin 6)	827	-	-

**Tabla 3.1:** Tabla de tiempos y diferencias de cada ciclo

Se asume para el caso del ensayo que los valores de curvas generados al subir y bajar el escalón crean una variable aleatoria que llamaremos  $S_n$  que es

la suma de  $n$  variables aleatorias (por ej.: activación muscular, concentración, velocidad, fatiga, calzado, control motor, estabilidad, precisión y error de las cámaras, movimiento de los marcadores, etc). De esta forma si estas variables aleatorias son consideradas independientes y de varianza finita entonces, por el *Teorema Central del Límite* se puede afirmar que la función de distribución de  $S_n$  tiende a una distribución normal a medida que más variables  $n$  sean consideradas (110).

El *Teorema Central del límite* también nos permite hacer inferencias sobre la media de una población cuando sólo tenemos una muestra de la misma utilizando el estadístico  $T$ .

$$T = \frac{\bar{X} - \mu}{\sigma/\sqrt{n}} \quad (3.1)$$

Siendo:  $\bar{X}$  la media de la muestra,  $\mu$  la media de la población,  $\sigma_{STD}$  la desviación estándar de la población y  $n$  el número de individuos de la muestra. Sin embargo, se debe notar que en este caso (como en la mayoría) no se conoce la desviación estándar y por lo tanto también es necesario realizar una estimación de  $\sigma_{STD}$  a partir de la misma muestra. El análogo a  $\sigma_{STD}$  en la muestra es  $S_{STD}$  y el estadístico  $T$  de la Ecuación 3.1 quedaría:

$$T = \frac{\bar{X} - \mu}{S_{STD}/\sqrt{n}} \quad (3.2)$$

El problema aquí aparece cuando el número de individuos de la muestra es pequeño ( $n \leq 30$ ) dado que la distribución de  $T$  se aleja considerablemente de una distribución normal siendo necesario tratar con la distribución exacta de  $T$  conocida como *t de Student*<sup>1</sup> (110).

La distribución *t de Student* permite establecer un rango para la media de una población, con determinada confianza, a partir de una muestra pequeña (110). La expresión del rango en el cual se puede decir que se encuentra la media de la población, con una confianza de  $100(1 - \alpha)\%$ , a partir de una muestra de  $n$  valores ( $n - 1$ ) grados de libertad, queda definida como se muestra en la Ecuación 3.3.

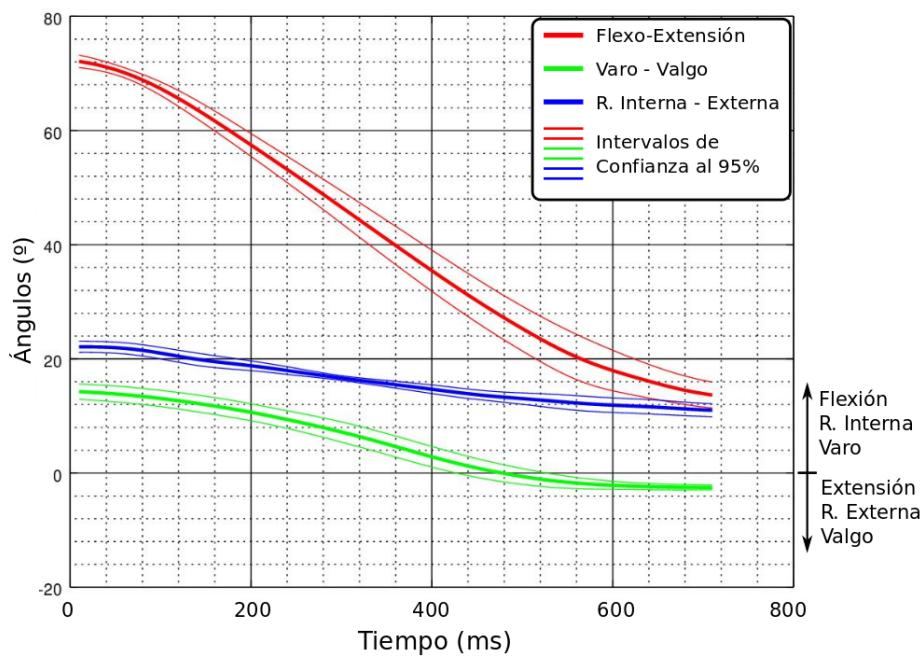
---

<sup>1</sup>La distribución de  $T$  se publicó por primera vez en 1908 por W. S. Gosset. En ese entonces Gosset trabajaba para una compañía irlandesa que no permitía la publicación de sus investigaciones, sin embargo Gosset logró evadir esta disposición publicando sus resultados bajo en secreto bajo el seudónimo de “Student”, designando así, sin saberlo, a esta distribución *t de Student*. (110)

$$\mu \in (\bar{X} - t_{\alpha/2} \frac{S}{\sqrt{n}} ; \quad \bar{X} + t_{\alpha/2} \frac{S}{\sqrt{n}}) \quad (3.3)$$

Siendo  $t_{\alpha/2}$  un parámetro de la distribución que se obtiene a partir del valor de  $\alpha$  y los grados de libertad  $n - 1$ , y  $S$  la desviación estándar de la muestra.

En el ensayo realizado se tiene una muestra de la población de  $n = 9$  ciclos (debido a que se eliminó uno por anormalidad) y se busca el rango de la media  $\mu$  con una confianza del 95 %. El valor de  $t_{0.05/2}$  para 8 grados de libertad es  $t_{0.025} = 2.306$ . Si para cada cuadro se calcula la media y la desviación de la muestra y se aplica la definición de la Ecuación 3.3, se llega a los rangos con 95 % de confianza que se muestran en la Figura 3.6, para cada curva de ángulos de giro de la rodilla del sujeto ensayado.



**Figura 3.6:** Esquema del modelo de cuerpos rígidos del  $PiG_m$ .

De esta forma se obtienen las curvas que funcionarán como condiciones de borde para la simulación tridimensional de la articulación de la rodilla mediante el método de los elementos finitos.

# **Capítulo 4**

# **Modelo Computacional**

Este capítulo que detalla el procedimiento realizado para llevar a cabo las simulaciones, se encuentra organizado en dos secciones . En la primera, se explica el modelo de la AR sana describiendo la geometría utilizada, los modelos materiales empleados para la representación de cada estructura, las condiciones de borde impuestas al problema y finalmente un análisis de convergencia para demostrar la independencia de malla. Posteriormente, en la segunda sección se describe el modelo post-rLCA, donde se detallan los cambios en las geometrías del modelo, luego se describe el tipo material utilizado para el ligamento sustituto y su geometría, finalizando con un nuevo análisis de convergencia para este nuevo caso.

## **4.1. Implementación del modelo de AR sana**

En esta sección se define el modelo de la articulación de la rodilla sana implementado en este trabajo. El principal objetivo de esta etapa es crear un modelo cuyos resultados, al ser contrastados contra los disponibles en la literatura relevante, muestren buena concordancia, dado que el análisis posterior estará basado en este modelo.

### **4.1.1. Geometría**

La geometría utilizada para este trabajo se obtuvo del proyecto Open Knees (9; 60) cuyo objetivo principal<sup>1</sup>. es proveer libre acceso a representaciones

---

<sup>1</sup>Obtenido de la página web del proyecto: <https://simtk.org/projects/openknee>, visitada en agosto de 2020

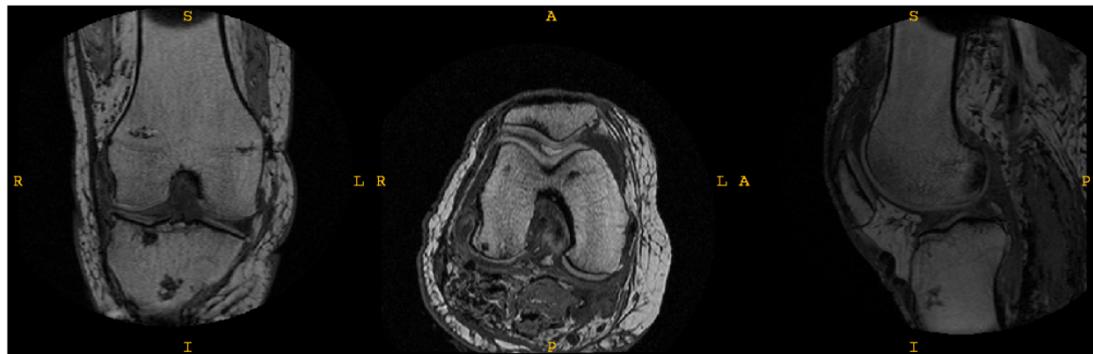
tridimensionales de elementos finitos de la articulación de la rodilla.

La información geométrica utilizada en este trabajo es la proveída como “*Generación 1*” en sitio web del proyecto, con formato *.iges*. Las geometrías de las estructuras de la rodilla se obtuvieron a partir de imágenes dmédicas de un donante cuyas características se presentan en la tabla 4.1.

<b>NDRI ID</b>	89956*
<b>Rodilla</b>	Derecha
<b>Edad</b>	70 años
<b>Peso estimado</b>	77,1 kg
<b>Altura</b>	1,68 m
<b>Genero</b>	Femenino
<b>Causa de muerte</b>	Neumonía/Cancer

**Tabla 4.1:** Características del donante. \*Número de identificación del donante del National Disease Research Exchange, donde se adquirió el espécimen.

La Figura 4.1 (tomada de (9)) muestra tres capturas de la MRI realizada a la rodilla derecha del donante, la cual fue mantenida en extensión completa (ángulo de flexo-extensión 0°) durante el escaneo.



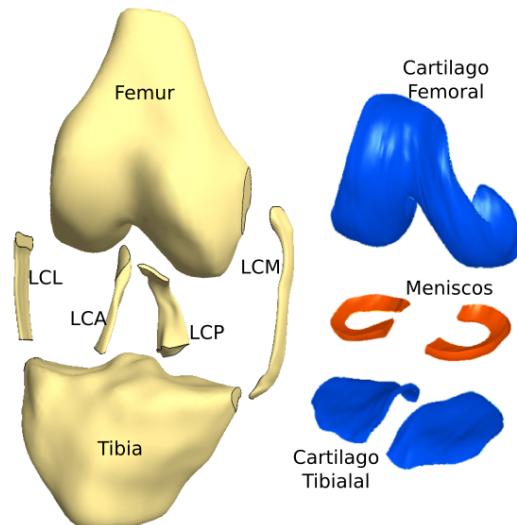
**Figura 4.1:** Imagen de la resonancia magnética del donante. Fuente: Erdemir et al. (9).

Las principales características de la técnica utilizada en el resonador fueron (9):

- Secuencia de imágenes 3D con gradiente de eco dañado y con supresión de grasas
- Ángulo de giro = 200
- Campo de visión (FOV) = 150mm x 150mm
- Espesor del corte = 1,5mm
- Planos: axial, sagital y coronal
- Tiempo total del escaneo: 18 minutos

A partir de estas imágenes, el equipo del proyecto Open Knees creó las 11 estructuras independientes que se ven en la Figura 4.2 y que se enlistan a continuación:

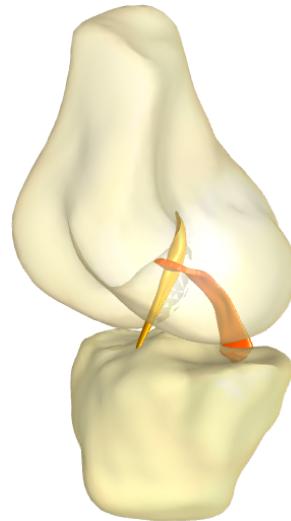
- Fémur
- Ligamentos Colaterales (Lateral (LCL) y Medial (LCM))
- Ligamentos Cruzados (Anterior (LCA) y Posterior (LCP))
- Tibia
- Cartílago Femoral
- Meniscos (x2)
- Cartílago Tibial (x2)



**Figura 4.2:** Estructuras tridimensionales de la AR (9) modificada.

Sin embargo, como el foco de este trabajo es el análisis del LCA, solo se tendrán en cuenta aquellas estructuras que intervienen en la interacción

con este ligamento. Además, como las condiciones de borde son cinéticas, es decir, de movimiento preestablecido, las estructuras cuya deformación no se analizarán, no es necesario incorporarlas (por lo tanto quedan excluidos del estudio el LCL, el LCM, meniscos y cartílagos). Esto conlleva a la simplificación del sistema de 11 estructuras independientes a simplemente 4 (ver Figura 4.3), el fémur, la tibia y ambos ligamentos cruzados, puesto que pueden llegar a estar en contacto durante el movimiento de la articulación.



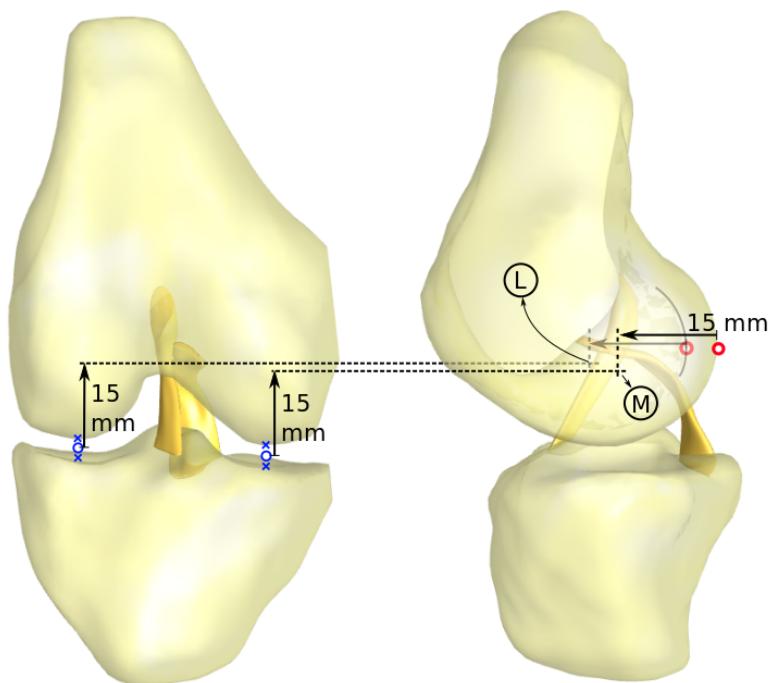
**Figura 4.3:** Sistema simplificado de la AR.

Adicionalmente, las geometrías fueron importadas a un espacio tridimensional en sus coordenadas y direcciones originales, en las cuales los ejes anatómicos definidos en la sección 2.1.2 no coinciden con las direcciones  $x$ ,  $y$ ,  $z$  del software. Además, en el Capítulo 3, se determinaron las curvas de los giros de la AR según dichos ejes, y alrededor del centro de rotación determinado por el algoritmo de calibración estática. De esta forma, para imponer las condiciones de borde, es necesario determinar el centro de rotación en esta geometría y definir los ejes anatómicos de Flexo-Extensión, Rotación Externa-Interna y Varo-Valgo según se definieron en la sección 2.1.2, en función de los ejes espaciales  $x$ ,  $y$ ,  $z$ .

El procedimiento que se sigue para determinar estos ejes es similar al que realiza el software de captura de movimiento y que se describe en la sección 2.1.2. Se comienza seleccionando para cada cóndilo los 2 puntos más próximos, representando el centro de las zonas de apoyo del fémur sobre el platillo tibial (ver Figura 4.4). Con el promedio de cada par de puntos se determina la altura

de la línea intra-articular (que se ubicada a simple vista en el procedimiento para colocar los marcadores reflectivos) como se ve en la Figura 4.4. Luego se determina para cada cóndilo el punto más alejado en dirección posterior dado que 15 mm a partir de ellos (en dirección anterior) y 15 mm por encima de la línea intra-articular se colocan los marcadores, ver Figura 4.5(a).

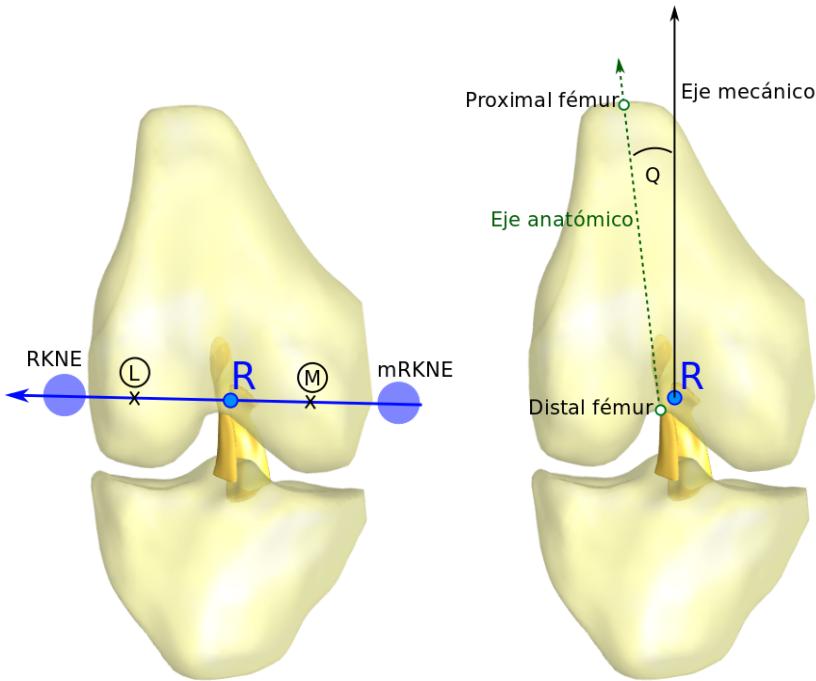
- ✖ Puntos más próximos entre tibia y fémur en cada cóndilo
- Punto medio de cada cóndilo
- Punto más posterior de cada cóndilo



**Figura 4.4:** Esquema de los puntos seleccionados para la determinación de los ejes locales.

En la Figura 4.5(a) se ve la línea que une el punto lateral “L” y medial “M” creado por el procedimiento anterior, y además la posición donde se estiman deberían estar los marcadores de la rodilla lateral y medial (RKNE y mRKNE respectivamente). Una vez colocados los marcadores ficticios, se ubica el centro de la articulación de la rodilla (“R” en la Figura 4.5(a)) y se crea un vector temporal que une los marcadores y apunta en dirección lateral.

A continuación se define el eje anatómico que se ve en la Figura 4.5(b) a partir de los puntos distal y proximal del fémur, estos fueron tomados mediante la examinación del fémur del donante por los especialistas al momento de la



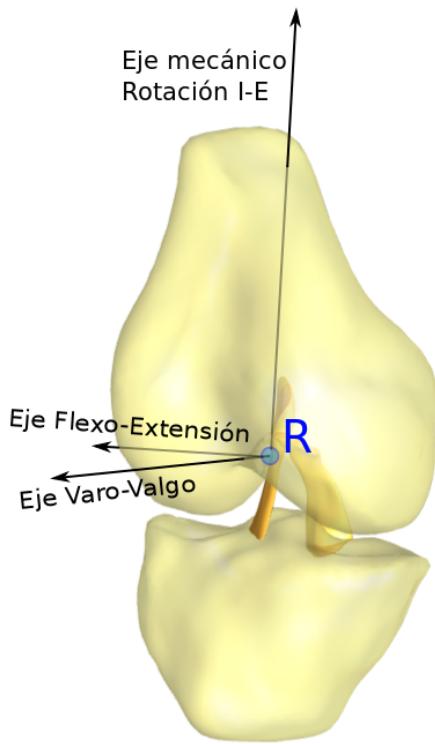
(a) Ubicación de los marcadores ficticios.  
 (b) Ubicación de puntos para determinar el eje anatómico.

**Figura 4.5:** Geometría de la articulación de la rodilla.

disección de la articulación. Además determinaron que el ángulo  $Q$  tenía un valor de  $Q = 14,1^\circ$ , siendo este ángulo el definido por el eje anatómico (el cual sigue la dirección distal del fémur) y el eje mecánico (eje que une el centro de rotación de la rodilla y el centro de rotación de la cadera). Con esta información podemos determinar el eje mecánico simplemente girando  $14,1^\circ$  en sentido horario el eje anatómico.

Finalmente, mediante el producto vectorial entre el vector temporal lateral y el eje mecánico, se obtiene el eje de Varo-Valgo, y al calcular el producto vectorial entre este eje y el mecánico obtenemos el vector que se definirá como el de Flexo-Extensión (ver Figura 4.6).

Una vez determinado el nuevo sistema de ejes ( $f, v, r$ ) (por flexión, varo-valgo y rotación respectivamente) que se corresponden con los anatómicos para los cuales tenemos las condiciones de borde, es necesario crear una matriz de transformación de coordenadas, pues al software hay que suministrárselas rotaciones en  $(x, y, z)$ . Esta matriz ( $M_R$ ) se obtiene como se mostró en la sección 2.1.3 en la Ecuación 2.11:



**Figura 4.6:** Esquema de los ejes anatómicos de la geometría.

$$M_R = \begin{pmatrix} -0.13731 & -0.98122 & -0.13546 \\ -0.15249 & 0.15606 & -0.97591 \\ 0.97872 & -0.11335 & -0.17106 \end{pmatrix} \quad (4.1)$$

De esta forma, si se tiene por ejemplo una rotación de 1 *rad* en el eje de Flexo-Extensión (equivalente al vector de rotación  $(1, 0, 0)$  en el sistema local de la rodilla) se tiene que se debe imponer un vector de rotación  $(r_x, r_y, r_z) = (-0.13731, -0.98122, -0.13546)$  en el sistema de referencia global, por la Ecuación 4.2

$$M_R \times \begin{pmatrix} r_x \\ r_y \\ r_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \Rightarrow \begin{pmatrix} r_x \\ r_y \\ r_z \end{pmatrix} = M_R^{-1} \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -0.13731 \\ -0.98122 \\ -0.13546 \end{pmatrix} \quad (4.2)$$

## 4.1.2. Materiales

Describir correctamente el comportamiento mecánico de cada estructura que interviene en este estudio es crucial, para realizar posteriormente un análisis de las tensiones a las que están sometidas las estructuras comparando diferentes casos. En esta etapa se analizan las cuatro estructuras previamente mencionadas, los huesos del fémur y la tibia, y los ligamentos cruzados anterior y posterior.

### 4.1.2.1. Huesos

Para el comportamiento de las estructuras óseas se modelan las mismas como cuerpos rígidos, es decir, elementos que no se deforman bajo carga. Esto es debido a que su rigidez se encuentra en el entorno de tres órdenes de magnitud mayor que la de los ligamentos, que son las estructuras que principalmente se deforman en este sistema. Por lo tanto los huesos se consideran indeformables, en acuerdo con la mayoría de los trabajos científicos que enfocan su estudio al análisis de los tejidos blandos de la AR (111; 26).

### 4.1.2.2. Ligamentos

Para estos tejidos blandos se utiliza el modelo material desarrollado en la sección 2.3, para materiales hiperelásticos transversalmente isotrópicos, representando un tejido compuesto por una matriz isotrópica reforzada con fibras en una dirección preferencial, que en el caso de los ligamentos debe ser su dirección longitudinal. Para definir completamente este tipo de materiales hace falta conocer los siguientes 7 parámetros:  $C_1$ ,  $C_2$ ,  $C_3$ ,  $C_4$ ,  $C_5$ ,  $K$  y  $\lambda^*$  (ver Ecuación 2.39); más la dirección de las fibras en la configuración inicial llamada  $\vec{a}_0$ . La determinación de este último parámetro se realiza mediante la ubicación de los puntos centrales de las inserciones de cada ligamento y con estos valores se crea el vector. Con este procedimiento se obtiene:

#### Ligamento Cruzado Anterior

- Centro de la inserción distal:  $CD_{LCA} = (84,5 ; 96,0 ; 45,0)$
- Centro de la inserción proximal:  $CP_{LCA} = (94,5 ; 64,5 ; 46,5)$
- dirección  $\vec{a}_0 = CP_{LCA} - CD_{LCA} = (10,0 ; -31,5 ; 1,5)$

### Ligamento Cruzado Posterior

- Centro de la inserción distal:  $CD_{LCP} = (113,0 ; 99,0 ; 44,5)$
- Centro de la inserción proximal:  $CP_{LCP} = (91,5 ; 77,5 ; 39,0)$
- dirección  $\vec{a}_0 = CP_{LCP} - CD_{LCP} = (-21,5 ; -23,5 ; -5,5)$

El presente trabajo es, en esencia, de carácter genérico y busca determinar el efecto sobre la AR de diferentes tipos de injertos y técnicas, por lo tanto no es de interés y queda fuera del alcance de este estudio, la obtención experimental de las propiedades mecánicas de los ligamentos que, aunque proporcionarían información relevante, provocaría la pérdida de generalidad. Tanto los modelos, como los parámetros que definen cada modelo mecánico utilizado para representar los ligamentos, han sido numerosos y han variado a lo largo del tiempo. En particular en los trabajos de *Peters et al.* (111) y *Trad et al.* (26) hay una buena recopilación de las propiedades utilizadas en los modelos de ligamentos para la AR dependiendo del modelo, con su correspondiente fuente original.

La mayoría de los trabajos citan a *Butler et al.* (112) porque fue uno de los primeros estudios experimentales llevados a cabo para analizar las propiedades de los ligamentos. A partir de estos resultados, muchos trabajos han sido realizados ajustando las propiedades mecánicas de sus modelos de forma que el comportamiento sea similar al obtenido en trabajo de *Butler et al.* *Butler*. En particular, en las publicaciones de *Weiss et al.*, *Peña et al.* y *Luczkiewicz et al.* (11; 12; 13) para representar a los ligamentos, se utilizó el modelo de material hiperelástico transversalmente isotrópico con las propiedades ya ajustadas y son las que se utilizan también en este trabajo (ver Tabla 4.2).

	$C_1$	$K$	$C_2(MPa)$	$C_3(MPa)$	$C_4$	$C_5(MPa)$	$\lambda^*$
<b>LCA</b>	1,95	73,21	0	0,0139	116,22	535,039	1,046
<b>LCP</b>	3,25	121,95	0	0,1196	87,178	431,036	1,035

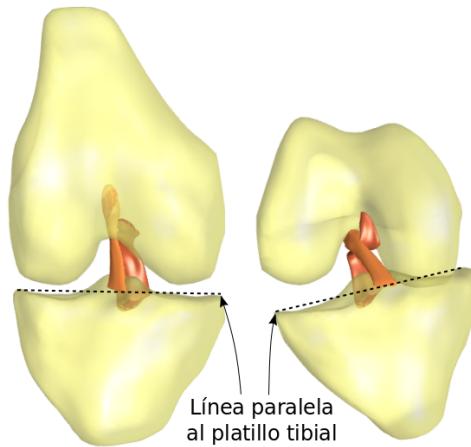
**Tabla 4.2:** Propiedades del LCA y el LCP utilizadas por (11; 12; 13) - Todas las propiedades en MPa excepto  $C_4$  y  $\lambda^*$  que son adimensionados.

#### 4.1.3. Condiciones de borde

En el Capítulo 3 se obtuvieron las curvas de los 3 giros de la articulación de la rodilla entorno a sus 3 ejes principales (ver Figura 3.6), sin embargo

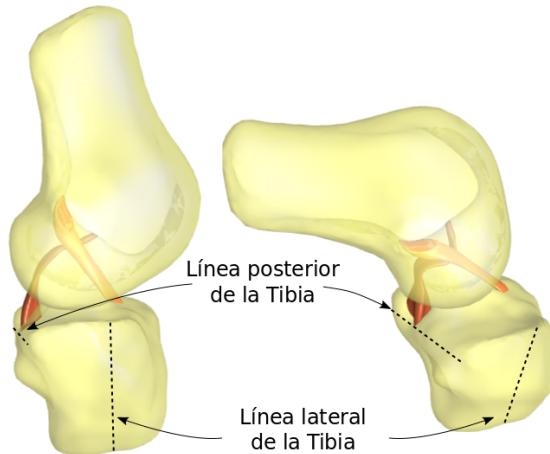
cabe resaltar que el movimiento de Varo-Valgo (abducción-aducción) comienza (cuando el sujeto de estudio tiene el pie sobre el escalón) en aproximadamente  $14^\circ$  de Varo. Este valor muestra claramente un error en la estimación de este giro, pues el valor normal de este parámetro es de  $12^\circ$  en valgo (ver (30; 49)). Este error puede asignarse principalmente a dos razones; el efecto de los tejidos blandos (mejor conocido como STA “Soft Tissue Artefact”) o al efecto de “Cross Talk”, que refiere a asignar el giro correspondiente a un plano, a otro por error (113; 114). Estos efectos causan movimientos en los modelos que no representan la realidad, en el caso de la AR, la sobreestimación de giro de varo-valgo es el más común de los errores dado que este movimiento es uno de los de menor magnitud en esta articulación y cualquier alteración irreal en el movimiento provoca un error relativo muy importante (115; 116).

Para mostrar la incompatibilidad de la curva de VV obtenida con el modelo de la AR utilizado, se muestra en las Figuras 4.7 y 4.8 una vista frontal y lateral respectivamente, de la configuración previa al movimiento ( $FE=0^\circ$ ,  $IE=0^\circ$ ,  $VV=0^\circ$ ) y de la configuración cuando el paciente tiene el pie sobre el escalón ( $FE=72^\circ$ ,  $IE=22^\circ$ ,  $VV=14^\circ$ ).



**Figura 4.7:** Vista frontal del sistema previo y posterior al movimiento.

En ambas imágenes (Figuras 4.7 y 4.8) se aprecia un movimiento anormal de la tibia en la acción habitual de flexionar la rodilla para subir un escalón. Adicionalmente se incorporaron tres líneas; la paralela al platillo tibial (Figura 4.7), la posterior y la lateral de la tibia (ambas Figura 4.8) que ayudan a identificar el comportamiento anormal de la articulación.



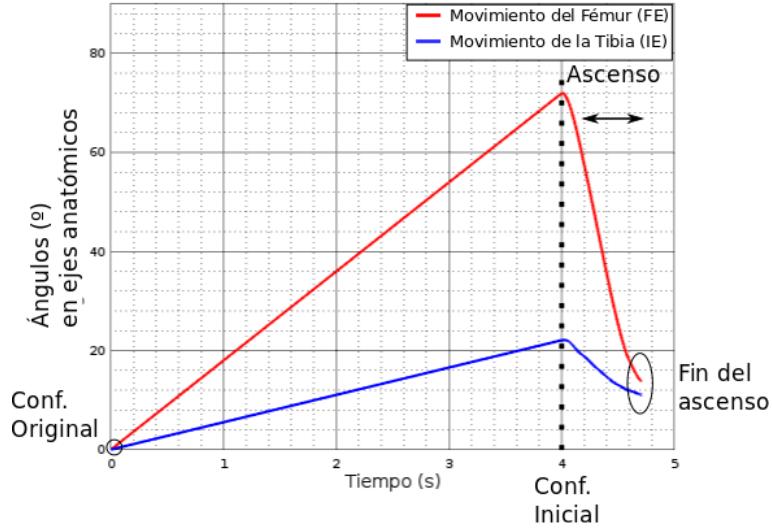
**Figura 4.8:** Vista lateral del sistema previo y posterior al movimiento.

El giro de Varo-Valgo debe ser el de menor magnitud en la rodilla, dado que es el que más afecta el equilibrio, por esto se han desarrollado algoritmos de optimización para determinar la cinemática de la AR en los cuales una de sus restricciones es la de minimizar el giro de VV (114).

Todas las consideraciones anteriores llevan a optar por no utilizar la curva de Varo-Valgo como condición de borde, no solo por los valores incoherentes que se obtuvieron, sino también por el hecho de que este movimiento debe ser mínimo, y las variaciones inducidas por los tejidos blandos provocan errores mayores al rango de variación de VV.

Por otra parte, las curvas de Flexo-Extensión y de Rotación Interna-Externa, si serán tenidas en cuenta tal y como se muestran en la Figura 3.6, no obstante, un paso previo a reproducir el movimiento de la articulación representado, es necesario. Se debe llevar la articulación a la posición inicial desde la posición original (ver Figura 4.9). Entendiendo por posición inicial el primer instante de la gráfica de la Figura 3.6 y por posición original a la configuración por defecto en la que se importa la geometría (configuración con todos los ángulos nulos). Hecho ésto, se reproduce luego el ascenso de del paciente sobre el escalón hasta alcanzar el punto máximo, como se ve en la Figura 4.9.

Puesto que las condiciones de borde expresadas en la Figura 4.9 se encuentran en el sistema de referencia local de la rodilla (anatómico), es necesario utilizar la matriz de rotación calculada en la sección anterior para transformar estos vectores de rotación a la base global ( $x,y,z$ ). Para esto se crea la matriz  $FE_L$ , que tiene dimensiones  $3 \times N_C$  (siendo  $N_C$  el número de cuadros corres-



**Figura 4.9:** Esquema de curvas (en el sistema de referencia local de la AR) a imponer como condición de borde.

pondientes a la curva), y que está compuesta por los vectores correspondientes al ángulo de FE para cada instante  $i$  ( $\theta_{FE}^{t_i}$ ), en el sistema de referencia local.

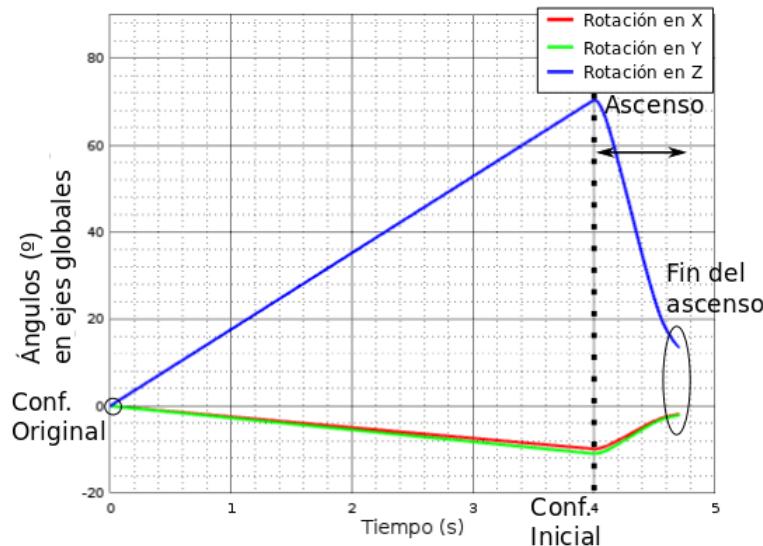
A continuación para obtener la matriz de Flexo-Extensión en el sistema global ( $FE_G$ ) se resuelve la Ecuación 4.3, donde cada entrada  $\alpha_{FE_j}^{t_i}$  de dicha matriz, representa el ángulo aportado por el giro de FE, en el instante “ $i$ ”, según la dirección “ $j$ ”. El procedimiento análogo se realiza en para el movimiento de rotación Interna-Externa, planteando la Ecuación 4.4, siendo ahora las entradas de cada matriz  $IE_G$  y  $IE_L$ , los ángulos de rotación IE global y local,  $\alpha_{IE_j}^{t_i}$  y  $\theta_{IE}^{t_i}$ , respectivamente.

$$FE_G = \begin{pmatrix} \alpha_{FE_x}^{t_0} & \alpha_{FE_x}^{t_1} & \dots \\ \alpha_{FE_y}^{t_0} & \alpha_{FE_y}^{t_1} & \dots \\ \alpha_{FE_z}^{t_0} & \alpha_{FE_z}^{t_1} & \dots \end{pmatrix} = M_R^{-1} \times FE_L = M_R^{-1} \begin{pmatrix} \theta_{FE}^{t_0} & \theta_{FE}^{t_1} & \dots \\ 0 & 0 & \dots \\ 0 & 0 & \dots \end{pmatrix} \quad (4.3)$$

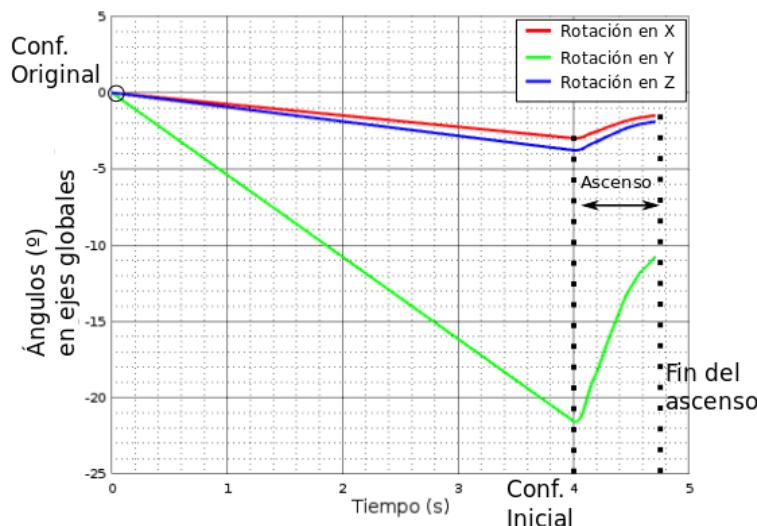
$$IR_G = \begin{pmatrix} \alpha_{IE_x}^{t_0} & \alpha_{IE_x}^{t_1} & \dots \\ \alpha_{IE_y}^{t_0} & \alpha_{IE_y}^{t_1} & \dots \\ \alpha_{IE_z}^{t_0} & \alpha_{IE_z}^{t_1} & \dots \end{pmatrix} = M_R^{-1} \times IE_L = M_R^{-1} \begin{pmatrix} \theta_{IE}^{t_0} & \theta_{IE}^{t_1} & \dots \\ 0 & 0 & \dots \\ 0 & 0 & \dots \end{pmatrix} \quad (4.4)$$

Las nuevas curvas en el sistema de referencia global del software para el caso de FE (que se imponen al fémur) y de rotación IE (que se imponen a la

tibia) a partir de los resultados de las Ecuaciones 4.3 y 4.4 pueden verse en las Figuras 4.10 y 4.11 respectivamente.



**Figura 4.10:** Esquema de curvas a imponer como condición de borde al fémur en el sistema de referencia global

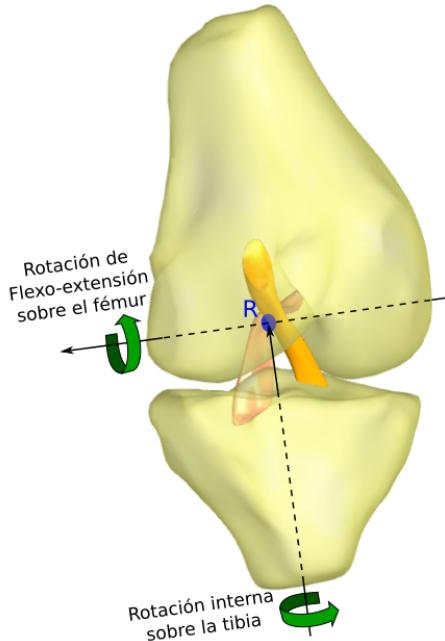


**Figura 4.11:** Esquema de curvas a imponer como condición de borde a la tibia en el sistema de referencia global

En ambas imágenes (Figuras 4.10 y 4.11) se puede apreciar como la rotación que se da al rededor de un eje anatómico, es representada en el sistema de coordenadas global como una rotación en cada uno de los 3 ejes, puesto que estos no coinciden con los anatómicos.

#### 4.1.4. Formulación del problema

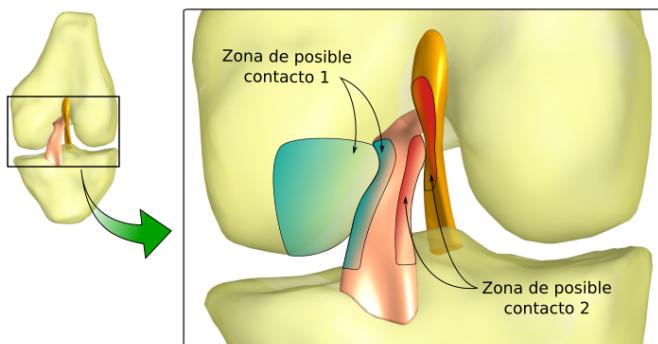
Definidas todas las entradas necesarias, se genera el modelo de elementos finitos de la articulación de la rodilla. El software utilizado para esto, debe resolver un problema de elasticidad no lineal, con grandes deformaciones, de un sistema compuesto por 4 estructuras. Este problema de elasticidad solo presenta condiciones de borde cinemáticas ( $\mathbf{u}_f(X_f, t)$  y  $\mathbf{u}_t(X_t, t)$ ), y éstas son impuestas sobre los huesos. En otras palabras, definido el centro de rotación de la AR, se impone sobre los huesos del fémur y la tibia, el movimiento de rotación de cuerpo rígido correspondiente, presentado en las Figuras 4.10 y 4.11 respectivamente, como se muestra en la Figura 4.12. En este punto, es importante mencionar que no se consideran las fuerzas de masa y que el sistema es estudiado de forma cuasiestática, por lo tanto, no se consideran los efectos iniciales o viscoelásticos de las diferentes estructuras, que deberán ser incorporados en futuros trabajos.



**Figura 4.12:** Representación gráfica de la imposición de las condiciones de borde sobre los huesos

Los cuerpos deformables que funcionan como dominio ( $\Omega$ ) para resolver las ecuaciones que rigen la mecánica del sistema (Ecuación 4.5), son los ligamentos. A su vez, estos ligamentos se encuentran rígidamente unidos a la superficie de los huesos, por este motivo, el movimiento de cuerpo rígido impuesto sobre los huesos es trasladado a las superficies de los ligamentos en contacto.

Debido a la intrincada geometría de las estructuras y a la cinemática impuesta, existen principalmente 2 zonas que presentan una alta probabilidad de que se intercepten durante el movimiento. Estas zonas son las mencionadas en la Figura 4.13 como: zona de posible contacto 1 y 2. La intersección entre dos superficies es imposible en circunstancias reales, por lo tanto, esto debe transmitirse a la formulación del problema. Esto agrega a las características del sistema antes mencionadas, la resolución extra de un problema de contacto.



**Figura 4.13:** Representación gráfica de la definición de las zonas de posible contacto del sistema

Generalmente, la formulación del método de elementos finitos se establece sobre la “forma débil” de las ecuaciones diferenciales correspondientes, que para el caso de mecánica del sólido implica el uso del teorema del trabajo virtual, planteada en la configuración de referencia ( $\Omega_R$ ). Por lo tanto, en este sistema se resuelve aproximadamente la siguiente expresión, mediante el MEF, con un método iterativo conocido como Newton-Raphson:

$$\int_{\Omega_R} \mathbf{S} : \delta \dot{\mathbf{E}} dV - \int_{\partial\Omega_R} \mathbf{t}_0 \cdot \delta \mathbf{v} dA = 0 \quad (4.5)$$

Siendo:  $\mathbf{S}$  el tensor de Cosserat que determina el comportamiento mecánico de cada estructura,  $\dot{\mathbf{E}}$  la taza de cambio del tensor de deformaciones de Green-Lagrange,  $\mathbf{t}_0$  las tracciones ejercidas sobre la superficie en la configuración de referencia y  $\mathbf{v}$  una velocidad virtual.

Condicionado a:

- desplazamiento de la tibia  $\forall t = \mathbf{u}_t(X_t, t)$ .
- desplazamiento del fémur  $\forall t = \mathbf{u}_f(X_f, t)$ .
- determinadas superficies de ligamentos rígidamente unidas a los huesos.
- penalización del interferencia durante el contacto.

#### 4.1.5. Malla y análisis de convergencia

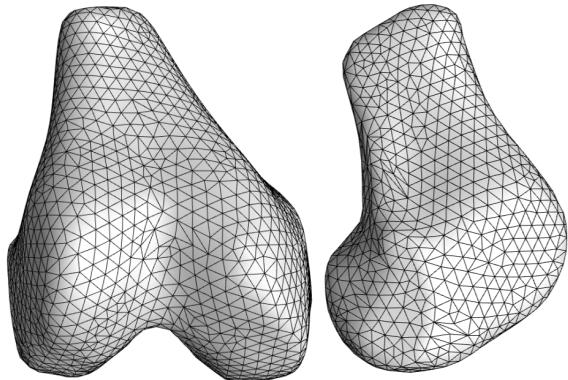
La discretización de la geometría se realiza con el generador de mallas 3D GMSH (117), el cual es un software libre y de código abierto, que además posee otras herramientas para crear geometrías, realizar cálculos y para el post-procesamiento de información. En este trabajo se utiliza únicamente el módulo de mallado, importando cada una de las 4 geometrías, aplicando los algoritmos de discretización 1D, 2D y 3D, con determinados parámetros y exportando las mallas en archivos de extensión *.msh* que el pre-procesador (PreView) de FEBio es capaz de reconocer.

La teoría del método de elementos finitos indica que cuantos más elementos se tengan en la estructura que se desea modelar, más aproximada a la solución exacta del cuerpo continuo es la que devuelve el método, indicando que la solución obtenida es altamente dependiente de la malla utilizada. Por otra parte, a medida que se aumenta la densidad de la malla, el tiempo y el costo de cómputo crece exponencialmente (como se mostrará más adelante) por lo tanto, la elección de la malla no es trivial, puesto que debe ser una solución de compromiso entre costo y calidad de los resultados.

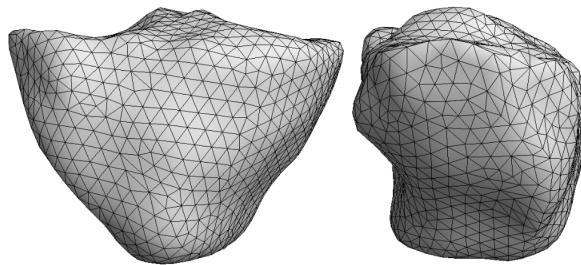
##### 4.1.5.1. Malla

En este trabajo la discretización de las estructuras que se consideran rígidas (huesos) tiene la única finalidad de reproducir su geometría, puesto que al considerárselas indeformables, no habrá cambios de forma en los elementos, simplemente se trasladarán y rotarán. Además, estas estructuras son utilizadas para imponer las condiciones de borde a los ligamentos, en especial al ligamento cruzado anterior que es el foco de este trabajo, por lo tanto, un excesivo detalle en la geometría en zonas que no intervienen con la interacción de los ligamentos solo producirá un aumento del costo computacional sin cambios relevantes en los resultados. De esta forma, se discretizan las geometrías que representan a la Tibia y al Fémur con elementos simples, tetraedros de 4 nodos, como se ve en las Figuras 4.14 y 4.15, con las características que se ven en la Tabla 4.3.

Por otra parte, los ligamentos son estructuras más complejas para discretizar dado que van a estar sometidas a grandes deformaciones, por lo tanto el tamaño del elemento tiene que ser considerablemente menor a los propuestos para los elementos rígidos. Además, se debe considerar que para tener una



**Figura 4.14:** Discretización de la geometría que representa el Fémur.



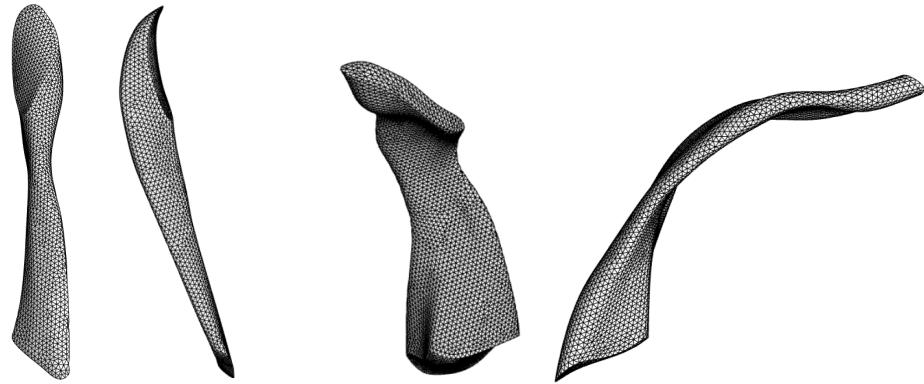
**Figura 4.15:** Discretización de la geometría que representa la Tibia.

buenas resoluciones del estado tensional al que esta sometido el ligamento, deberá haber mayor densidad de malla en las zonas donde el gradiente de tensiones sea mayor. Sin embargo, a priori no se conocen cuales serán las zonas más exigidas por lo tanto, se propone como primer aproximación para evaluar dichas consideraciones, una densidad de malla menor (ver Figuras 4.16(a) y 4.16(b)) que la utilizada en los huesos (ver Tabla 4.3) pero sin considerar la física del problema.

	<b>Forma</b>	<b>Nodos</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Volumen medio (<math>mm^3</math>)</b>
<b>Fémur</b>	Tetraedros	4	15.759	8.6
<b>Tibia</b>	Tetraedros	4	9.297	8.2
<b>LCA</b>	Tetraedros	4	17.763	0.025
<b>LCP</b>	Tetraedros	4	28.159	0.025

**Tabla 4.3:** Parámetros de mallado de cada estructura

Una vez mallada la geometría de los ligamentos, se impone un movimiento de Flexo-Extensión de 90º en la articulación, movimiento que será similar al simulado posteriormente, para evaluar la resolución y las zonas que presentan

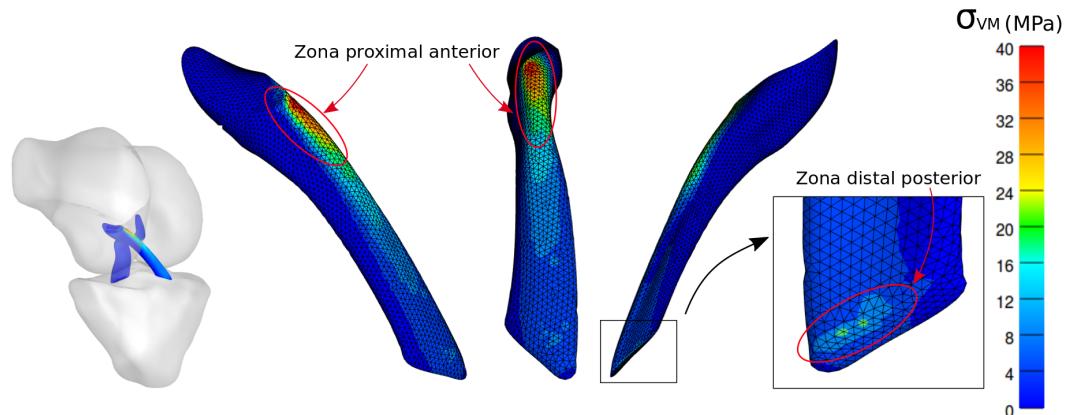


(a) Discretización de la geometría que representa el LCA.

(b) Discretización de la geometría que representa el LCP.

**Figura 4.16:** Primera discretización de los Ligamentos Cruzados

mayores valores y gradientes de tensión. Los resultados de esta simulación de evaluación se muestran en la Figura 4.17.



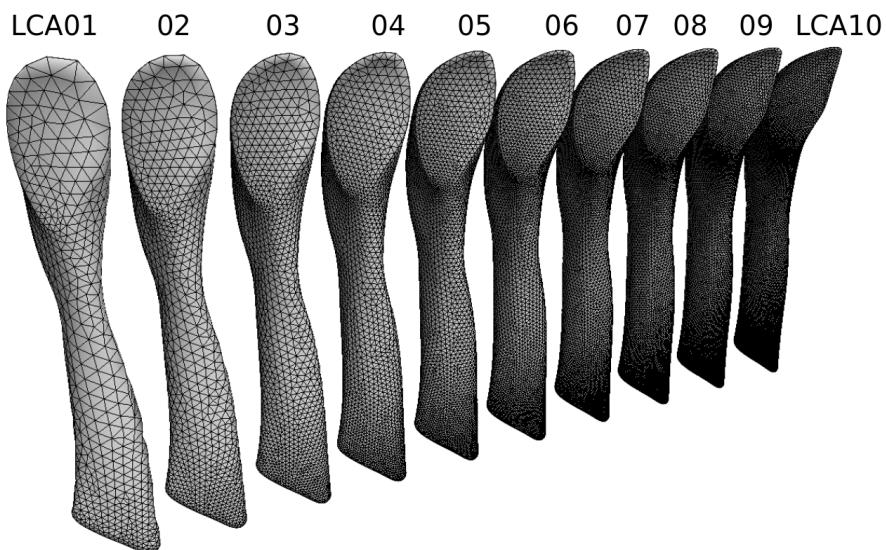
**Figura 4.17:** Tensión equivalente de Von Mises - Resultados de la simulación de evaluación.

En la Figura 4.17 se muestra a la izquierda la articulación en su estado final ( $90^\circ$  de flexión), donde los huesos aparecen sin color puesto que no presentan tensiones internas al ser considerados rígidos. Se aprecia también la distribución de las tensiones equivalentes de Von Mises ( $\sigma_{VM}$ ) en todo el cuero de los ligamentos, y en particular, en el LCA se determinan dos zonas en las que se dan los mayores valores (más cercanos al color rojo) o los mayores gradientes (gran cambio de color en pocos elementos). Estas zonas, identificadas como la parte proximal anterior y la parte distal posterior del LCA, son en las que se debe refinar la malla.

Como se mencionó previamente, la resolución de la malla es una solución de compromiso entre calidad y costo computacional, teniendo en cuenta que los resultados obtenidos son dependientes del tamaño de malla. Para tomar esta decisión, una práctica habitual cuando se trabaja con simulación numérica en dominios discretizados es analizar la convergencia de malla. Para esto, se debe realizar un número de simulaciones del mismo caso y en las mismas condiciones, donde la única variable que cambia es la densidad de la malla, para luego comparar las variables de interés y el tiempo de cómputo. De esta forma, se determina la densidad de malla a partir de la cual, al aumentar el número de elementos, el resultado presenta una variación despreciable, o una mejora en el detalle conlleva un aumento del costo computacional injustificable.

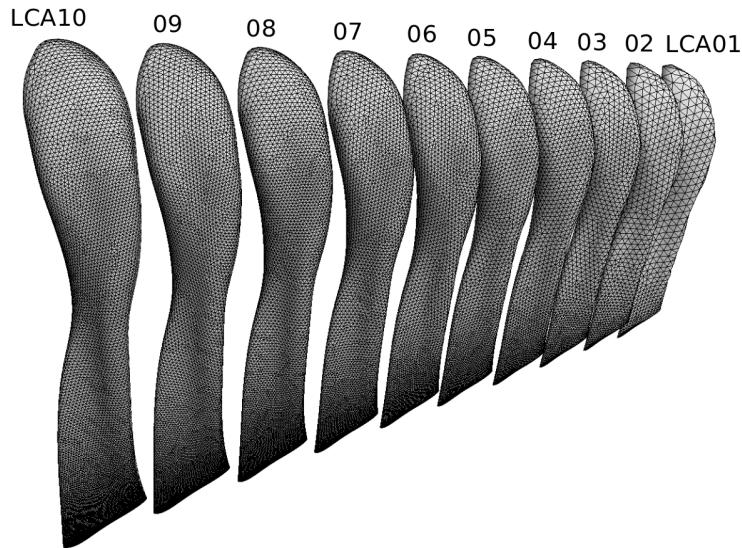
#### 4.1.5.2. Análisis de convergencia

Para el análisis de convergencia de este caso, se realizaron 10 LCA con diferente densidad de malla (*i.e.* cantidad de elementos) que además presentan un refinamiento mayor en las dos zonas determinadas en la simulación de evaluación (ver Figuras 4.18 y 4.19).



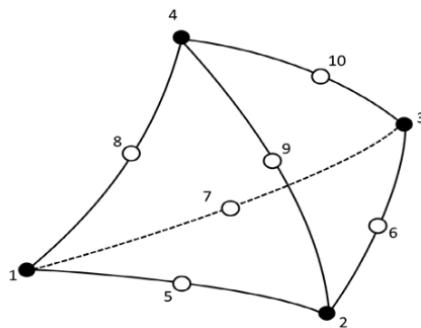
**Figura 4.18:** 10 LCA con diferente grado de refinamiento - Vista anterior.

Se tuvo en cuenta también que los tetraedros de 4 nodos no son la mejor opción para modelar elementos con geometrías complejas (como los ligamentos)



**Figura 4.19:** 10 LCA con diferente grado de refinamiento - Vista posterior.

y que presentan grandes deformaciones, por lo tanto, se utilizaron en el caso del LCA tetraedros de 10 nodos (ver Figura 4.20), que tiene como ventaja que sus superficies se pueden curvar y que no agrega elementos al modelo, ya que simplemente utiliza funciones de interpolación de mayor orden (cuadrática) y por lo tanto necesita un nodo más por cada arista. Por otra parte, el LCP, el Fémur y la Tibia se dejaron tal y como se modelaron en la simulación de evaluación, para no aumentar demasiado el tiempo de cómputo.



**Figura 4.20:** Esquema de un tetraedro de 10 nodos - Fuente: *Maas et al.* (10).

En la Tabla 4.4 se muestran las características de los 10 modelos realizados para estudiar la convergencia del LCA. Cada uno de estos se insertó en un sistema Fémur-ligamentos-Tibia como en el caso de la simulación de evaluación y se impuso como condición de borde nuevamente un movimiento de flexión de 90° del Fémur sobre la tibia que permanece fija.

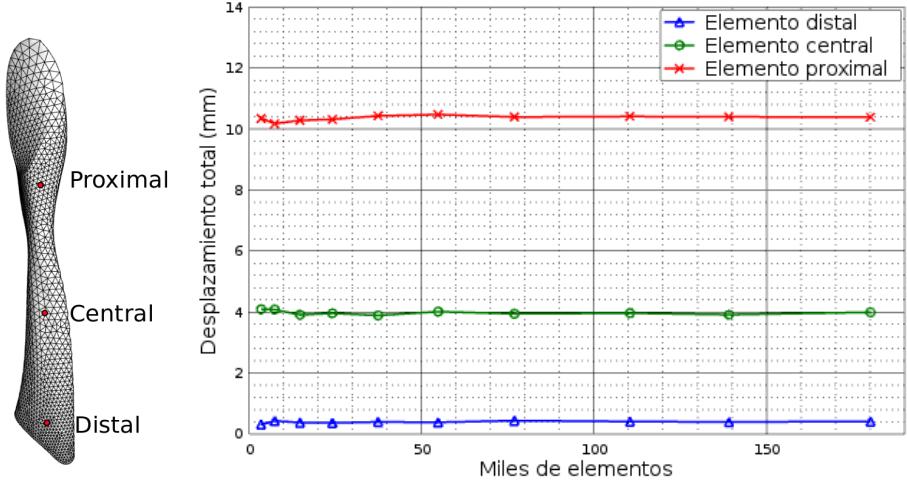
Para cada una de las simulaciones se evaluaron 3 variables con el fin de estudiar la convergencia; el desplazamiento, la tensión y la energía de deformación.

	<b>Forma</b>	<b>Nodos</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Volumen medio (mm<sup>3</sup>)</b>
<b>LCA 01</b>	Tetraedros	10	3.514	0.1253
<b>LCA 02</b>	Tetraedros	10	7.435	0.0600
<b>LCA 03</b>	Tetraedros	10	14.744	0.0305
<b>LCA 04</b>	Tetraedros	10	24.144	0.0187
<b>LCA 05</b>	Tetraedros	10	37.398	0.0121
<b>LCA 06</b>	Tetraedros	10	54.819	0.0082
<b>LCA 07</b>	Tetraedros	10	76.912	0.0060
<b>LCA 08</b>	Tetraedros	10	110.396	0.0041
<b>LCA 09</b>	Tetraedros	10	139.064	0.0032
<b>LCA 10</b>	Tetraedros	10	180.086	0.0025

**Tabla 4.4:** Parámetros de mallado de cada LCA utilizado en la convergencia

### Desplazamiento

Para evaluar la convergencia del desplazamiento se eligieron 3 puntos arbitrarios del ligamento, uno proximal, uno central y uno distal, que no fueran muy cercanos a las inserciones óseas ya que a dicha altura, el desplazamiento está predefinido. En la Figura 4.21(a) se ve la ubicación seleccionada para estos puntos en uno de los casos (LCA03) y para los cuales se graficó en la Figura 4.21(b), el desplazamiento total de ese punto para cada simulación. Se puede apreciar, como era de esperarse, que la variación de los desplazamientos de los puntos seleccionados es pequeña, dado que los desplazamientos en los extremos de los ligamentos está impuesto. Además, cabe destacar que para las simulaciones con 50.000 elementos en adelante, la variación es imperceptible y por lo tanto, si solo se tuviera en cuenta esta gráfica se podría interpretar (erróneamente) que a partir de ese número el sistema se independiza del tamaño de la malla.



**Figura 4.21:** Convergencia de malla por desplazamiento.

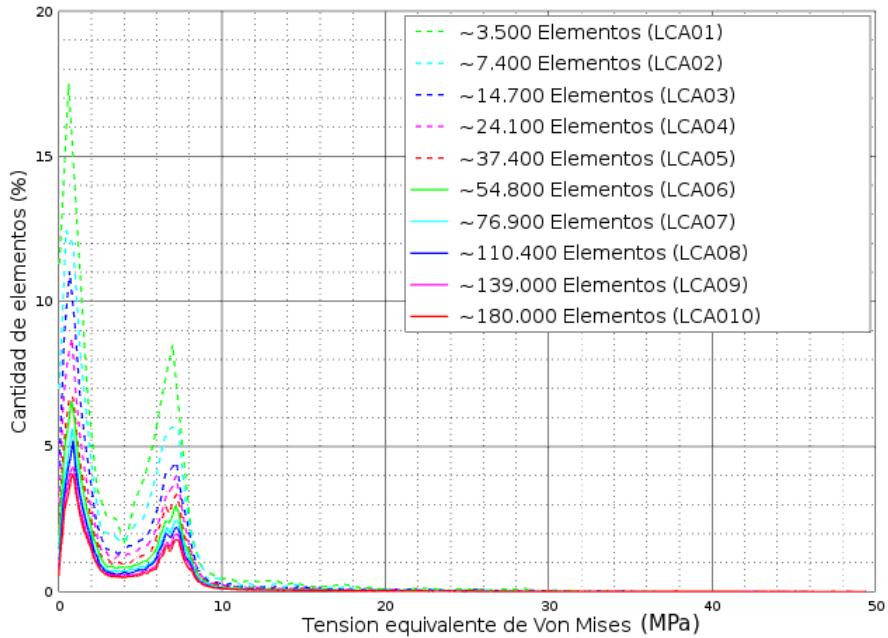
### Tensión

Para evaluar la convergencia de la tensión se deben realizar algunos cálculos, puesto que ésta varía para cada punto y además es un tensor. Para esto se utilizó la tensión equivalente de Von Mises que se calcula a partir de las tensiones principales ( $\sigma_1$ ,  $\sigma_2$  y  $\sigma_3$ ) como se muestra en la Ecuación 4.6

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}} \quad (4.6)$$

A continuación, una vez obtenidas las tensiones  $\sigma_{VM}$  para cada elemento, se cuantificó para cada valor de tensión en todo el abanico posible, el porcentaje de elementos del total, para cada simulación, que se encontraba sometido a esas tensiones. En otras palabras, se realizó un histograma donde se segregan la cantidad de elementos según la tensión a la que están sometidos. Graficando los histogramas correspondientes a cada simulación se obtienen las gráficas de la Figura 4.22.

En dichas curvas se aprecia que a medida que se aumenta la cantidad de elementos que conforman el LCA, se experimenta una tendencia hacia distribuir más las tensiones. Esto se aprecia al ver que se suavizan los picos ubicados cerca de cero y de 7 MPa. Realizando un análisis más detallado de la Figura 4.22 también es posible identificar que al refinar la malla, el cambio de un histograma y el previo (en términos de cantidad de elementos) disminuye. De hecho, la diferencia entre los histogramas correspondientes a las simulaciones con 139.000 y 180.000 es indistinguible. De esta forma, tomando el concepto de



**Figura 4.22:** Histogramas de cantidad de elementos para cada tensión.

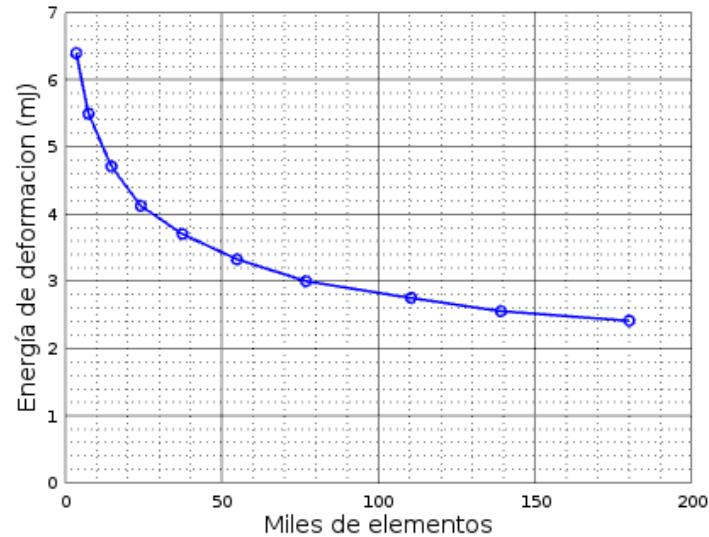
independencia de malla como, el refinamiento de la malla a partir de la cual no se observan cambios considerables en las variables de interés, se puede considerar que para la variable “distribución de Tensión equivalente de Von Mises” se alcanza la independencia de malla con al rededor de 139.000 elementos para el LCA.

### Energía de deformación

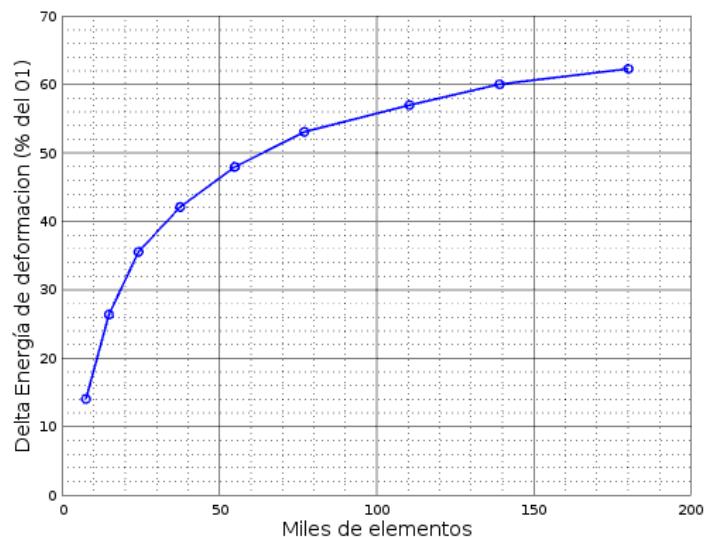
Como se mostró en la Sección 2.3, la ecuación constitutiva que relaciona la deformación con la tensión a la que está sometida el LCA se deriva de la función de densidad de energía de deformación. Al integrar esta magnitud escalar en todo el volumen del ligamento se obtiene la energía acumulada en el mismo por el efecto de la deformación que está sufriendo. Este valor también puede ser considerado para analizar la convergencia de malla, pues la energía de deformación no debería depender del tamaño de la malla que se usa en el modelo.

Los resultados obtenidos de la integral de la energía de deformación para todo el LCA, para cada uno de los 10 LCA implementados, se grafican en la Figura 4.23 en función del número de elementos, apreciando claramente la tendencia a la convergencia en un valor próximo a  $2mJ$ . Se analiza también para

cada simulación, la diferencia entre su valor de energía y el valor correspondiente al caso del LCA01 para analizar el cambio en los resultados a medida que se densifica la malla. Los resultados obtenidos son presentados en la Figura 4.24 como porcentaje del valor del LCA01.



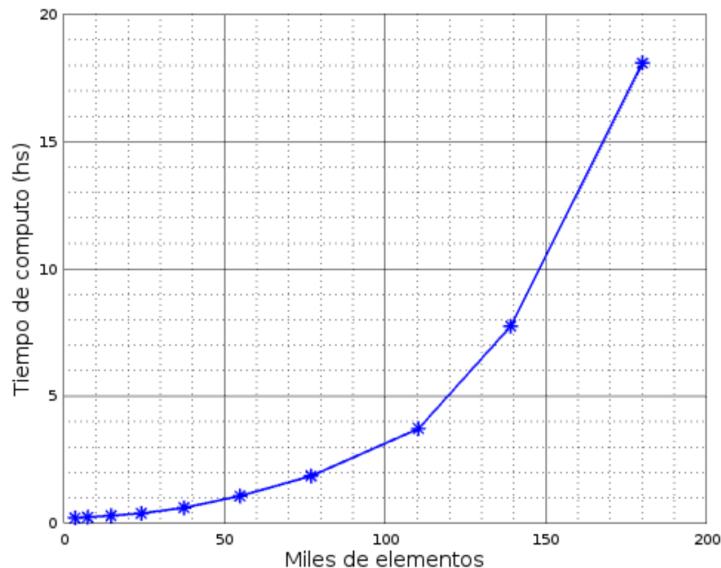
**Figura 4.23:** Energía de deformación final en función del número de elementos.



**Figura 4.24:** Diferencia de energía de deformación en función del número de elementos.

## Tiempo de cómputo y conclusión

Para completar el análisis de la independencia de malla es de interés presentar el tiempo de cómputo que toma cada simulación en las mismas condiciones de software y hardware mencionados previamente, variando únicamente el número de elementos del LCA según su refinamiento como se mostró previamente.



**Figura 4.25:** Tiempo de cálculo en función del número de elementos.

Teniendo en cuenta todos los resultados del análisis de convergencia presentados en este apartado se considera que la configuración más refinada, que es la correspondiente al LCA10 con cerca de 180.000 elementos no mejora los resultados de forma considerable con respecto a la configuración con LCA09, al punto que justifique que se duplique el tiempo de cálculo por su utilización. Por otra parte, la configuración correspondiente al LCA09 con cerca 139.000 tetraedros aún presenta buena convergencia, con diferencias mínimas en todos los casos y un tiempo de cómputo cercano a 8hs para el caso de evaluación de convergencia, por lo tanto, el LCA09 es el que se utiliza en el resto del trabajo.

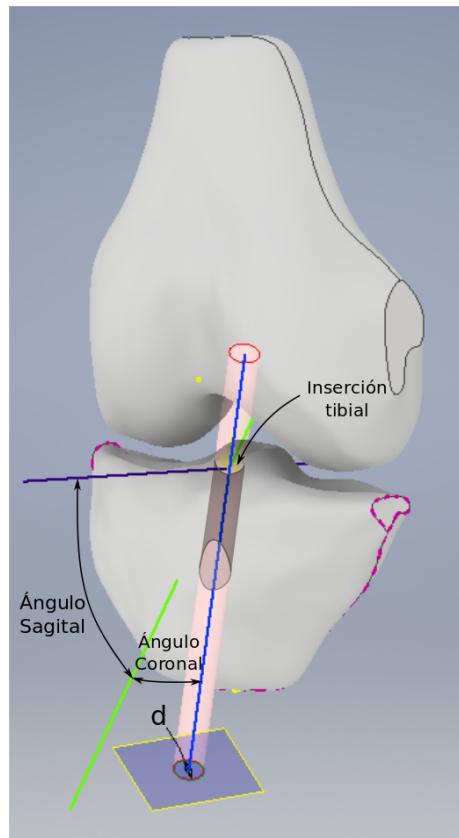
## 4.2. Implementación del modelo de AR posterior a la rLCA

Para el modelo correspondiente a la reconstrucción de ligamento cruzado anterior que se lleva a cabo en este trabajo, se consideran solo algunos aspectos de esta intervención debido a la alta complejidad que constituye la representación de cada detalle que se toma en cuenta en la cirugía. El primer aspecto a destacar es que a pesar de que existen varias técnicas para esta intervención (Single-Bundle, Double-Bundle, transtibial, etc ) se implementa la Single-Boundlle con portal anteromedial por ser la técnica más utilizada (4; 33). Se analiza también el efecto de la inserción de los túneles óseos, en la distribución de tensiones sobre el injerto y también en la dinámica de la articulación de la rodilla. Sin embargo no se estudia el tipo de anclaje del injerto sobre los huesos, y por lo tanto, tampoco el efecto de los mismos tanto, en los tejidos blandos, como en los huesos. Por otra parte, se estudian 3 tipos de injertos diferentes, dos que corresponden al grupo muscular del hamstring, Semitendinoso y Gracilis y el tendón patelar (dado que son los injertos más utilizados en la cirugía (118; 33; 4)), cada uno con sus propiedades mecánicas propias obtenidas de literatura. En las siguientes secciones se muestra el procedimiento para realizar los modelos que permiten llevar a cabo las simulaciones para comparar los resultados.

### 4.2.1. Geometría de los túneles Óseos

En la rLCA mediante un solo haz existen principalmente dos opciones para realizar los túneles óseos, la Técnica Transtibial y la Técnica con Portal Anteromedial. Tiempo atrás la técnica más empleada era la Transtibial, la cual se basa en realizar el túnel tibial y posteriormente, reorientando la articulación, utilizar este túnel como guía y así generar el correspondiente al fémur. Sin embargo, esta técnica no logra restaurar correctamente la inserción original del LCA, a pesar de que con el paso del tiempo se ha mejorado (33; 119). Es por esto que la tendencia hoy en día es realizar la técnica con portal anteromedial, en la cual ambos túneles óseos son efectuados de forma independiente, siendo el femoral realizado a partir de un portal abierto en la zona AM de la AR, con el fin de alcanzar en ambos casos las inserciones óseas del ligamento original (33; 119).

En este trabajo se simula la técnica con portal anteromedial dado que es la tendencia actual en la práctica quirúrgica, para esto se sigue la Guía Práctica de Cirugía para la Reconstrucción del Ligamento Cruzado Anterior ((4)) que muestra el procedimiento a llevar a cabo para realizar los túneles. Para el caso de la tibia se utiliza un instrumento el cual permite ubicar el punto hacia donde se dirige el túnel (inserción tibial) y el ángulo en la dirección sagital (con respecto a la horizontal) que se le desea asignar (ver Figura 4.26). Luego, para determinar completamente la orientación del túnel, se debe designar el ángulo coronal (o frontal) con respecto a la vertical. En esta Guía, el Ángulo Sagital ( $\phi_S$ ) sugerido se debe mantener entre  $40-50^\circ$ , mientras que el Ángulo Coronal ( $\phi_C$ ) debe ser  $25^\circ$ .

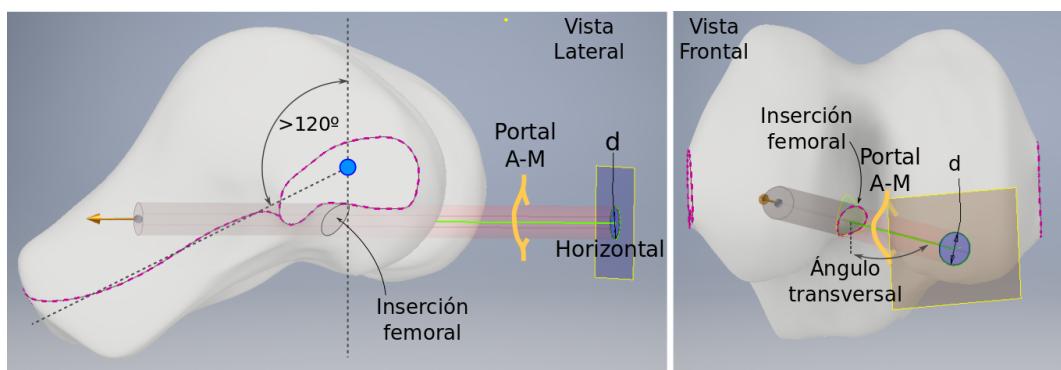


**Figura 4.26:** Ubicación del túnel tibial realizado.

Por otra parte, el túnel femoral recibe considerablemente más atención que el correspondiente a la tibia. Algunos textos afirman que un mal posicionamiento de la inserción femoral tiene mayores efectos contraproducentes sobre la cinemática articular que una incorrecta ubicación de la inserción tibial. Por

lo tanto, la determinación precisa del inicio del túnel femoral es crítica en el procedimiento de reconstrucción de la cinemática de la AR (4; 33).

El procedimiento para realizar el túnel femoral una vez abierto el portal anteromedial es, según la de Guía (4), colocar la tibia totalmente vertical y flexionar la AR más allá de de  $120^\circ$ , en esta posición realizar la incisión sobre la inserción femoral del ligamento original, con una orientación horizontal y con el mayor Ángulo Transversal ( $\phi_T$ ) posible, cuidando no afectar el cartílago del cóndilo medial (ver ambas vistas de la Figura 4.27).



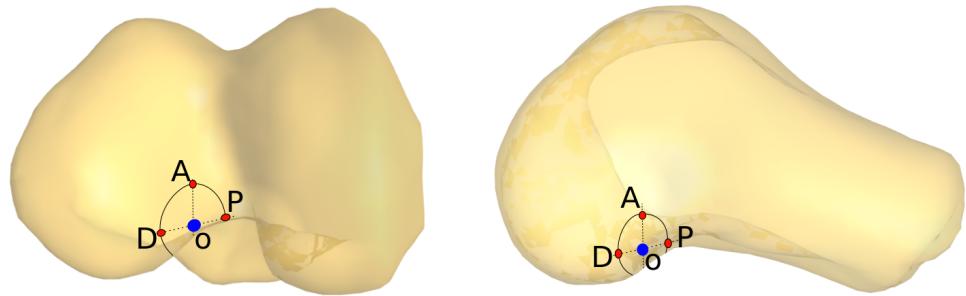
**Figura 4.27:** Ubicación del túnel femoral realizado.

En la actualidad se considera que la ubicación correcta para los túneles óseos cuando se realiza una rLCA mediante la técnica del Single-Bundle, es el centro de la inserción del ligamento original. Sin embargo, entre la teoría y la práctica existen una gran cantidad de variables que pueden contribuir en que la ubicación de los túneles no terminen siendo las esperadas como, accesibilidad, visibilidad, práctica del cirujano, estado del instrumental y de la zona, por nombrar algunas.

Por lo tanto, se simularán pequeñas variaciones  $3mm$  de la posición original ( $o$ ) del túnel femoral en la proximal, distal y anterior ( $P$ ,  $D$  y  $A$  respectivamente) como se muestra en la Figura 4.28 y se analizan los resultados con respecto a los que se consideran como óptimos.

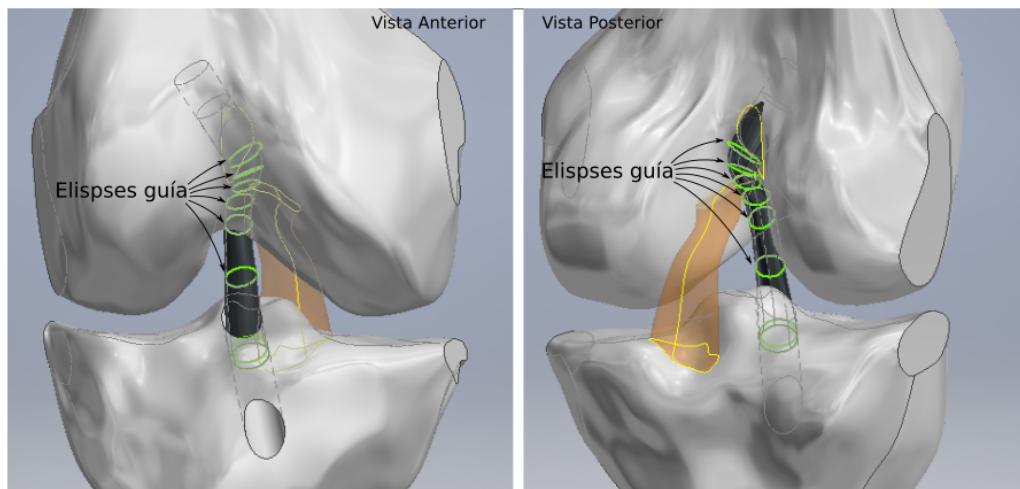
#### 4.2.2. Geometría y materiales del Ligamento sustituto

La primer consideración es que todos los injertos presentan una geometría idéntica, esta decisión se basa en que el objetivo del trabajo es estudiar el efecto de las inserciones y de las propiedades mecánicas. Por lo tanto, para poder comparar estos resultados, todos los injertos se crearon igual y se someten a las



**Figura 4.28:** Variaciones en la inserción del túnel femoral a 3mm de la inserción original.

mismas solicitudes. En la guía de (4) se muestra una tabla para la selección del diámetro del túnel a realizar en función del ángulo  $\phi_S$  de incidencia en la tibia y las dimensiones de la inserción original del ligamento si se poseen. En este caso con  $\phi_S = 55^\circ$  y la medida de la inserción femoral se sugiere una perforación de diámetro  $d = 6,5mm$ . A partir de esto, se crea el injerto de forma que en los extremos coincidan con el tamaño del túnel y en el trayecto se crean elipses guía (ver Figura 4.29) que actúan de orientadores para mantener una forma similar a la del ligamento original, mientras que une ambos túneles con la AR en extensión completa y evita atravesar el ligamento cruzado posterior.



**Figura 4.29:** Elipses que guían el injerto.

En lo que refiere a los materiales y el comportamiento mecánico de los injertos se utiliza la misma relación constitutiva que para el ligamento original

(material hiperelástico transversalmente isotrópico) dado que los injertos son tomados de estructuras similares (tendón patelar, semitendinoso y gracilis) que presentan una orientación preferencial en la cual soportan las cargas y permiten grandes deformaciones. Para las propiedades mecánicas se utilizan las presentadas en el trabajo de *Peña et al.* (14) que a su vez las infiere de ajustar las curvas del estudio de *Suggs et al.* (120), el cual modela computacionalmente una reconstrucción de LCA con los mismos tipos de injerto que en este trabajo. Las propiedades utilizadas que definen el modelo transversalmente isotrópico son las que se ven en la Tabla 4.5.

	$C_1$	$K$	$C_2(MPa)$	$C_3(MPa)$	$C_4$	$C_5(MPa)$	$\lambda^*$
<b>TP</b>	2,75	206,6	0	0,065	115,89	777,56	1,042
<b>ST</b>	2,75	206,6	0	0,065	115,89	512,73	1,042
<b>Gr</b>	2,75	206,6	0	0,065	115,89	791,40	1,042

**Tabla 4.5:** Propiedades del TP, ST y el Gr utilizadas por *Peña et al.* (14)

En resumen, para el modelo de la reconstrucción del ligamento cruzado anterior se realizan 6 simulaciones, 3 que corresponden a cada uno de los diferentes tipos de injertos que se utilizan (insertados en la posición correcta) y 3 correspondientes a los 3 variaciones del inserción femoral que serán realizadas con el mismo modelo de injerto para facilitar su comparación. Las simulaciones serán referidas de aquí en más como sigue:

- rLCA con Tendón Patelar en el origen. (rTPo)
- rLCA con Semitendinosor en el origen. (rSTo)
- rLCA con Gracilis en el origen. (rGro)
- rLCA con Tendón Patelar, anterior al origen. (rTPa)
- rLCA con Tendón Patelar, proximal al origen. (rTPp)
- rLCA con Tendón Patelar, distal al origen. (rTPd)

# Capítulo 5

## Resultados y Discusión

En el siguiente capítulo se presentan los resultados obtenidos con el modelo de la AR sana y con el de rLCA, en dos secciones diferentes. Además, para cada caso, se realiza un análisis de los mismos, en los cuales se discuten los efectos sobre la articulación y el ligamento cruzado anterior, relacionados a los cambios en el modelo material y a la inserción femoral del injerto.

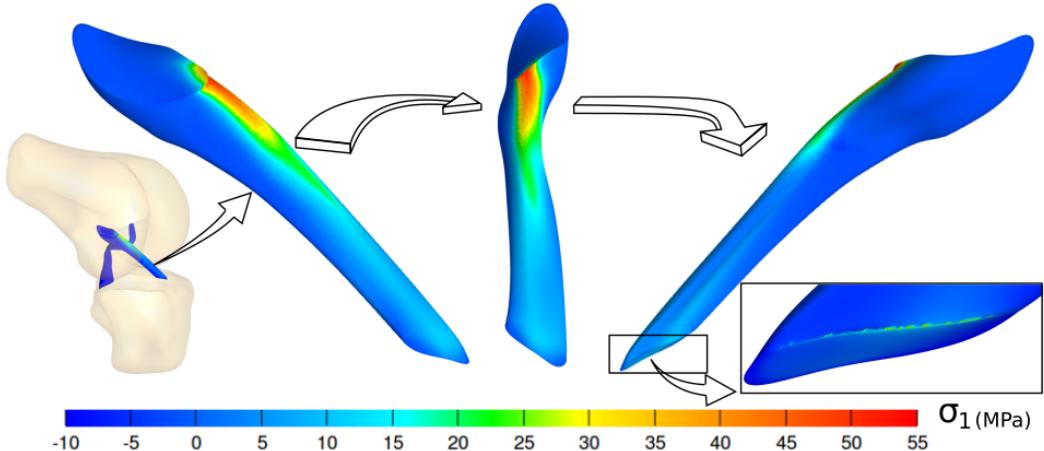
Todas las simulaciones se llevaron a cabo en un equipo de escritorio con las siguientes características: Procesador Intel i5-7400 CPU @ 3.00GHz-x4 y 16GB de RAM .

### 5.1. Articulación de la Rodilla sana

La simulación del modelo de AR sana llevado a cabo como se presentó en la Sección 4.1 del Capítulo 4, aplicando las condiciones de borde que se muestran en las curvas de las Figuras 4.10 y 4.11 tomó aproximadamente 20hs de cómputo en el hardware mencionada.

En la Figura 5.1 se presenta una imagen de la distribución de tensiones principales ( $\sigma_1$ ) para el LCA en el instante del recorrido que presenta mayores tensiones, esto se da a los 4,25s de la simulación que representa 0,25s de comenzado el ascenso.

A la izquierda de la Figura 5.1 se ve la posición relativa entre los huesos fémur y tibia para el tiempo mencionado, de donde se extrae la configuración del LCA para analizar su estado tensional. Se puede ver que los resultados muestran que la zona anterior proximal del ligamento es la más solicitada, en acuerdo con la bibliografía de referencia (51; 33; 44). Además, la simulación



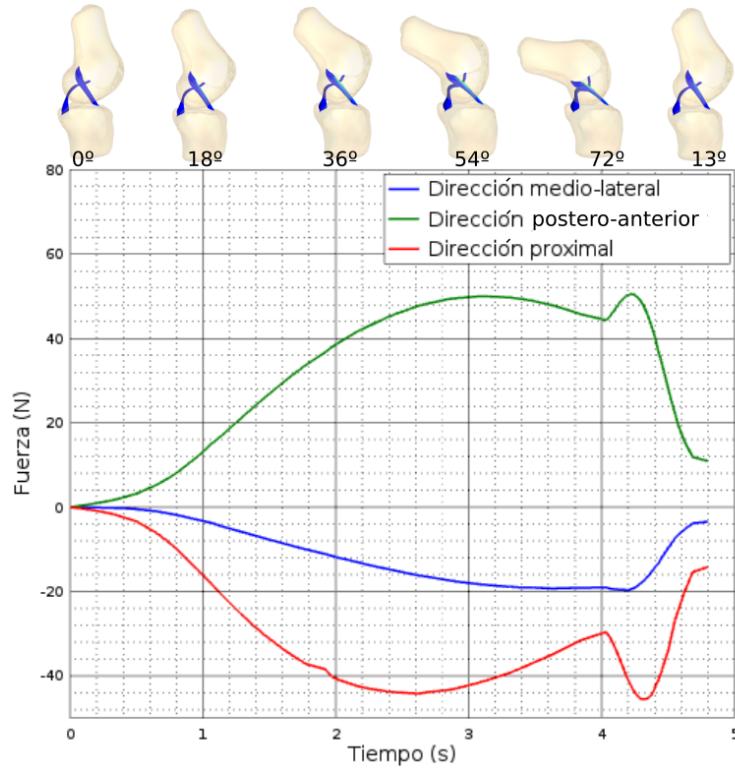
**Figura 5.1:**  $\sigma_1$  para la AR sana a los 4,25s de simulación.

devuelve valores para la tensión principal que alcanzan los  $52\text{ MPa}$ , valor que se encuentra en el rango de los datos presentados en los trabajos de *Peña et al.* (12) y *Fernandes et al.* (121) que van desde  $15$  a  $60\text{ MPa}$  y  $15$  a  $84\text{ MPa}$  respectivamente, para configuraciones similares.

A la derecha de la Figura 5.1 se muestra un detalle de la zona posterior de la inserción tibial del LCA. Allí se ven algunos elementos con valores altos de tensión en comparación con aquellos que los rodean. Este fenómeno es a causa de la discontinuidad tanto geométrica como material que hay en esa zona del modelo, donde no existe radio de acordamiento entre ambas superficies y elementos que no pueden deformarse en una cara (por estar rígidamente unidos a un sólido no deformable) presentan deformación en las caras complementarias. Este efecto se torna más notorio con la disminución del tamaño de malla, puesto que el gradiente de deformación (y por lo tanto la tensión) por las cuestiones previamente mencionadas aumentan.

El comportamiento material real de los ligamentos es diferente al modelado, el ligamento tiende a osificarse en las zonas cercanas a las superficies de los huesos, de forma que el comportamiento mecánico no tiene discontinuidades, sino que se transforma paulatinamente de ligamento a hueso (48; 49; 47).

A continuación se determinan las fuerzas y los momentos que debe vencer el hueso del fémur para lograr el movimiento impuesto. Estas cargas son efectuadas por los ligamentos, dado que son las únicas estructuras que restringen el movimiento de dicho cuerpo. En la Figura 5.2 se muestran las fuerzas en las direcciones anatómicas determinadas: medio-lateral, postero-anterior y proximal.

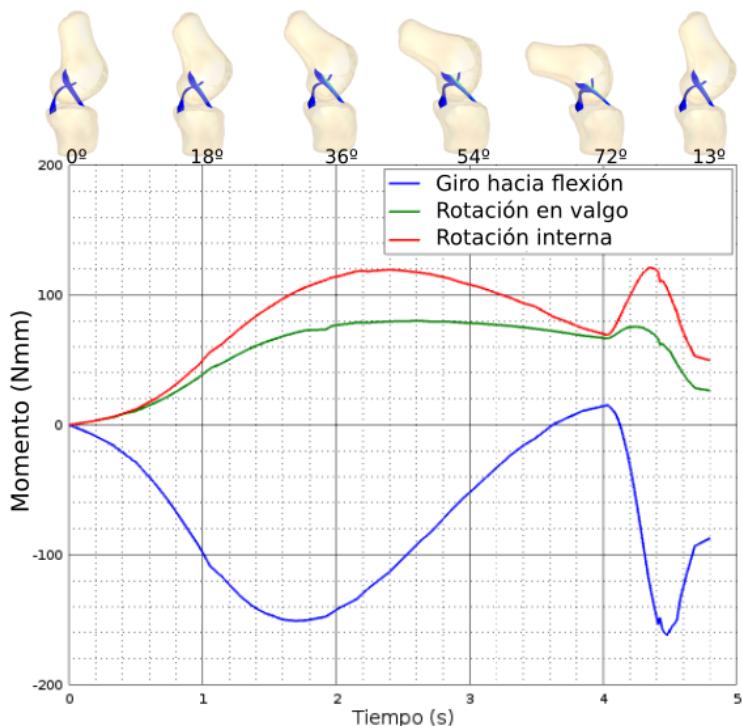


**Figura 5.2:** Fuerzas ejercidas sobre el fémur.

Considerando que durante el movimiento hacia la flexión de la AR, el LCP es comprimido, las cargas que éste genera son despreciables frente a las generadas por el LCA, que se encuentra estirado y por lo tanto actúan las fibras del compuesto que se resisten a dicha deformación. De esta forma, es de esperar que las fuerzas presenten las mismas direcciones que el LCA y que aumenten con la deformación del mismo. En la Figura 5.2 se aprecia como el fémur es principalmente solicitado: en dirección distal, evitando que éste se aleje de la tibia (curva roja), y en dirección anterior, restringiendo su traslación posterior (curva verde). También se ve como el fémur es restringido, aunque en menor medida, en dirección medial. Estos resultados coinciden con la dirección del LCA y con una de las principales funciones del ligamento comentado en la Sección 1.3 del Capítulo 1, que es la restricción de la traslación anterior de la tibia (y por lo tanto la restricción de la traslación posterior del fémur).

Con respecto a los momentos que debe vencer el fémur se pueden extender las mismas hipótesis realizadas para las fuerzas. Es decir, las momentos que se obtienen deben coincidir con los que realiza el LCA sobre el fémur. En la Figura 5.3 se muestran dichas solicitudes a medida que la AR reproduce

el movimiento impuesto. Se aprecia como la principal restricción que sufre el fémur es la que se opone a la flexión en los primeros grados aunque luego desciende considerablemente, esto puede deberse a la disminución del brazo de acción de la fuerza con respecto al centro de rotación del fémur. En segundo lugar se ve como el LCA se opone a que el fémur rote externamente y al movimiento de varo. Dichos movimientos también se comentaron en el Capítulo 1 como principales mecanismos de falla del LCA, por lo tanto estos resultados están en acuerdo con los datos que se presentan en *Siebold et al.* (4).



**Figura 5.3:** Momentos ejercidas sobre el fémur.

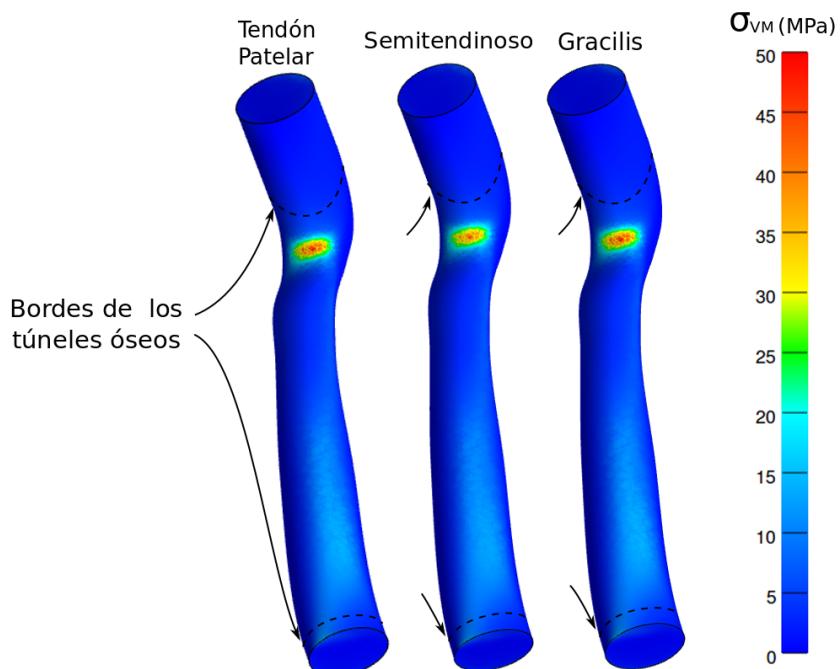
## 5.2. Reconstrucción de LCA

Como se ha expresado en capítulos anteriores existen diferentes técnicas para realizar la reconstrucción de ligamento cruzado anterior, entre las cuales no solo varía el procedimiento, sino el tipo de injerto, la inserción femoral, etc. En esta sección se analizan los resultados obtenidos al simular el mismo caso con diferentes injertos (diferentes propiedades en los modelos) y con variaciones en la inserción femoral.

### 5.2.1. Variabilidad con el tipo de injerto

En la primer etapa se analizan los resultados al sustituir el LCA con un injerto de 3 materiales diferentes (Tendón patelar, Semitendinoso, Gracilis), con 6,5mm de diámetro y con sus túneles óseos ubicados en el centro de las inserciones tibial y femoral del LCA original (rTPo, rSTo y rGro respectivamente). El tiempo de cómputo para cada una de las 3 nuevas simulaciones fue similar entre ellas y se encuentra en un entorno de 15hs.

En la Figura 5.4 se muestra la distribución de la tensión equivalente de Von Mises obtenida como resultado de las simulaciones para los diferentes modelos de injerto, en el instante de mayor tensión, que nuevamente se da a los 4,25s.



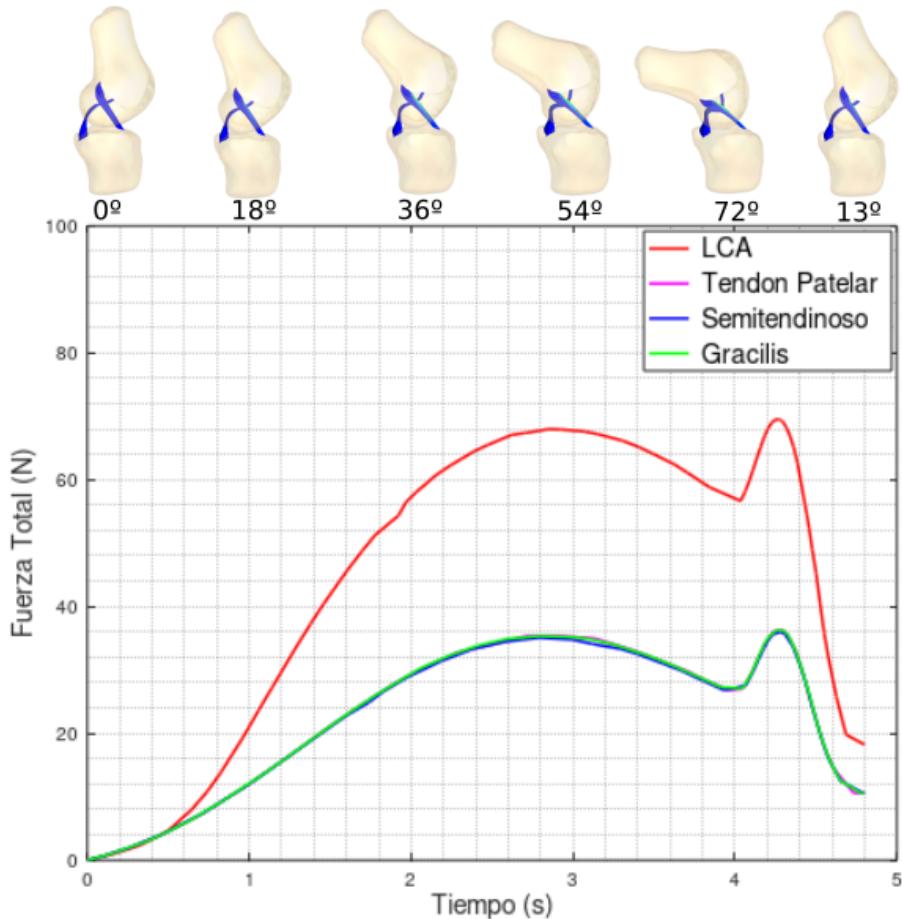
**Figura 5.4:** Tensiones equivalentes de Von Mises para los tres tipos de injertos.

El primer punto a notar en esta figura es que, al igual que en LCA, la zona más solicitada en todo el injerto es próximo a la inserción femoral del lado anterior, aunque en estos casos es una zona más concentrada. La máxima tensión equivalente para los tres casos ronda los 50MPa, indicando que la tensión principal es aún menor a este valor y por lo tanto se encuentra nuevamente en el rango mencionado para el LCA, aunque menor que el máximo que se presentaba en la Figura 5.1.

El segundo punto a considerar, es la indiferencia de la distribución de tensiones con respecto al tipo de injerto que se esté considerando. En la Figura 5.4

son prácticamente imperceptibles las diferencias entre las tres imágenes presentadas, indicando que si los modelos materiales y las propiedades utilizadas son suficientemente acertadas, la distribución de las tensiones aparenta no depender de la variación en las propiedades, al menos para los valores seleccionados.

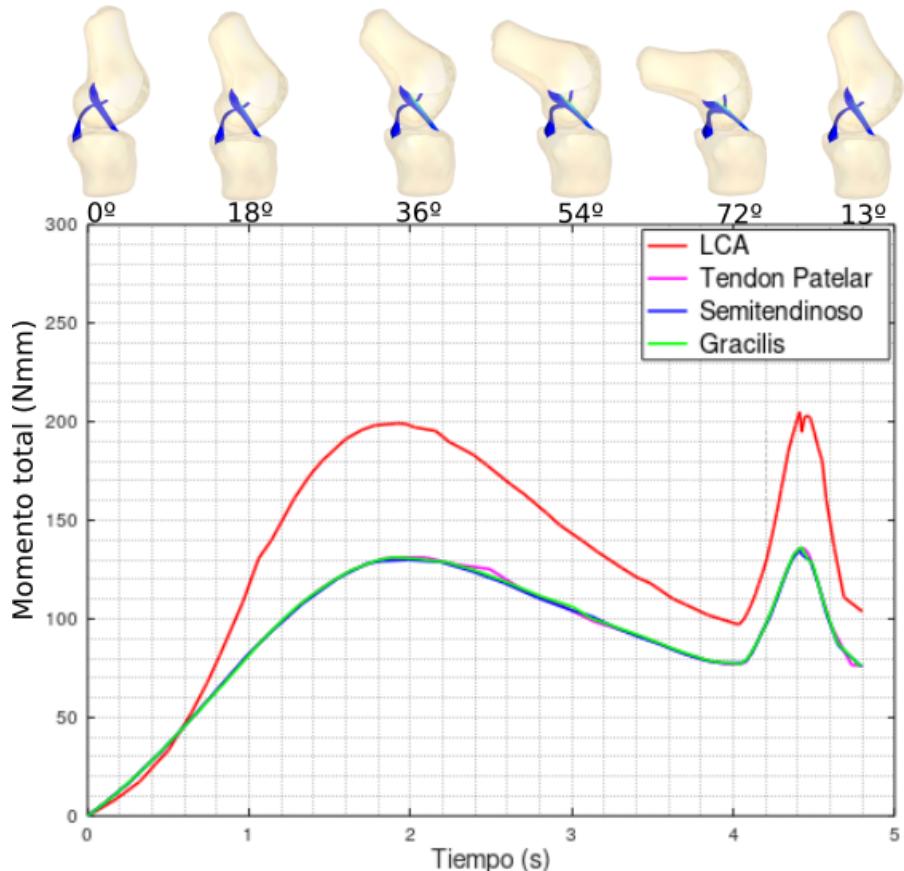
A continuación, para comparar con los resultados del LCA, se presentan las Figuras 5.5 y 5.6 donde se grafica la fuerza total y el momento total respectivamente, que el fémur sufre por efecto de los ligamentos, para cada uno de los injertos y para el ligamento original.



**Figura 5.5:** Comparación de la fuerza total de las reconstrucciones.

Tanto en la gráfica de la fuerza neta, como en la correspondiente al momento neto, se aprecia que las cargas generadas por los injertos presentan una tendencia similar a la del modelo con el LCA. No obstante, en todos los casos, las solicitudes son de menor magnitud. Las Figuras 5.5 y 5.6, por lo tanto, presentan principalmente las siguientes connotaciones. Si se considera que el modelo utilizado para los injertos es correcto, es posible, en primer lugar,

resaltar que los injertos presentan una menor oposición a la deformación que el LCA. En segunda instancia, se resalta la similitud entre las curvas de cada injerto, y en ambas figuras, indicando que las diferencias impuestas en las propiedades de los injertos no generan un cambio considerable en el comportamiento de la reconstrucción del LCA.



**Figura 5.6:** Comparación del momento total de las reconstrucciones.

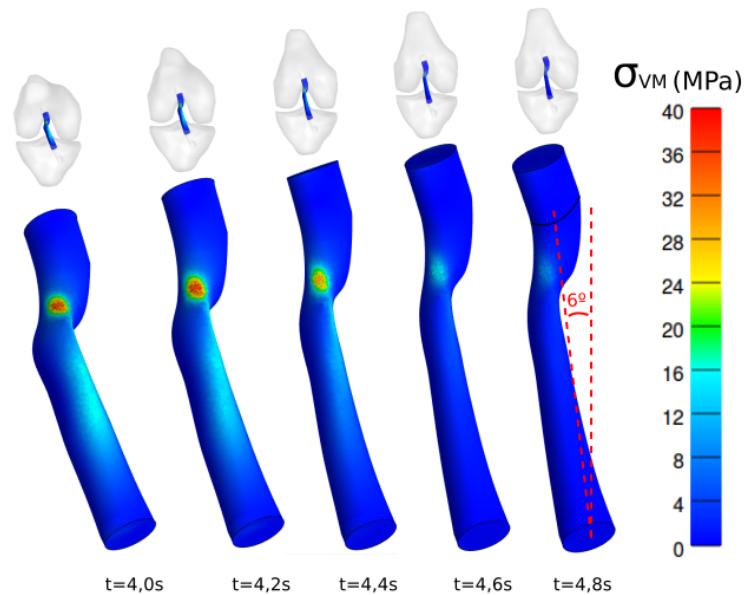
Cabe destacar que no solo las gráficas de fuerza neta y de momento neto son muy similares para cada tipo de injerto, sino que también ocurre si consideramos las proyecciones de las cargas en cada uno de los tres ejes. Por lo tanto, para evitar el exceso de imágenes que no proporcionen información extra, en el [Apéndice 1](#) de este trabajo, el lector puede consultar estas seis figuras complementarias, tres gráficas que corresponden a la comparación entre las fuerzas que ejerce cada injerto (y el LCA original) segregadas según su dirección, y análogamente tres que corresponden a los momentos.

### 5.2.2. Efectos del cambio en la inserción femoral

Se realizaron tres simulaciones representando un desplazamiento de 3mm de la inserción femoral en diferentes direcciones. El modelo **rTPp** corresponde al túnel desplazado en dirección proximal, el modelo **rTPa** al desplazado en dirección anterior y el modelo **rTPd** al desplazado distalmente (ver Figura 4.28).

#### Distribución de tensiones:

En las Figuras 5.7, 5.8 y 5.9 se presenta la distribución de tensiones equivalentes de Von Mises para el modelo **rTPp**, el **rTPa** y el **rTPd** respectivamente, a medida que se simula el ascenso del escalón, con capturas cada 0,2s.

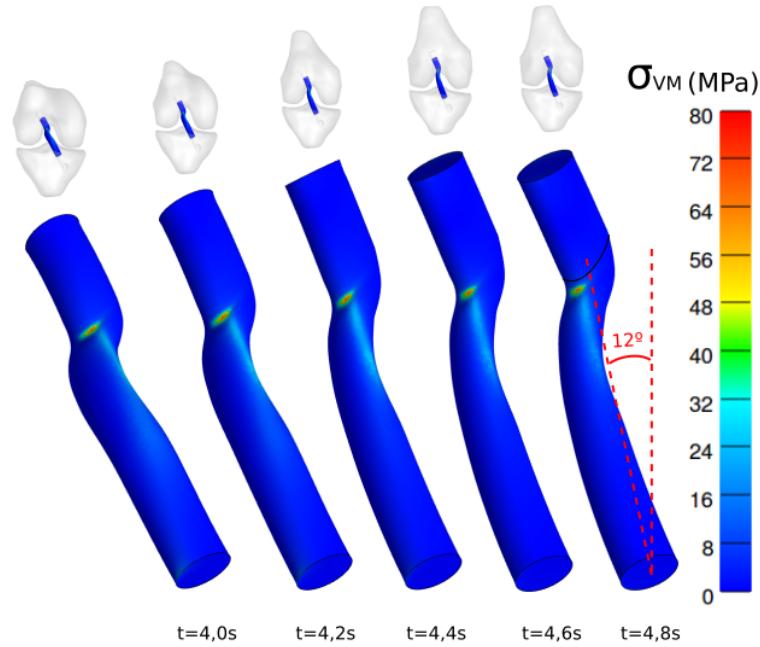


**Figura 5.7:** Distribución de tensiones para el injerto del modelo **rTPp**.

En esta primera imagen (Figura 5.7) se ven los efectos del desplazamiento proximal de la inserción femoral sobre el injerto, específicamente sobre la tensiones a las que queda sometido para el movimiento impuesto. A primera impresión, el injerto se muestra en una posición sutilmente más vertical ( $6^\circ$ ) en comparación con la inserción original ( $8^\circ$ ). Además, como se puede apreciar, el instante para el cual el injerto se encuentra mayormente solicitado es en los máximos valores de flexión, y por lo tanto, al comienzo del ascenso. Nuevamente, estos extremos se dan en la zona proximal anterior y con un valor máximo de  $40\text{ MPa}$ . Esta tensión se encuentra al rededor de un 20% por

debajo de la que presentaban las reconstrucciones con cualquier material, pero con la inserción en el origen.

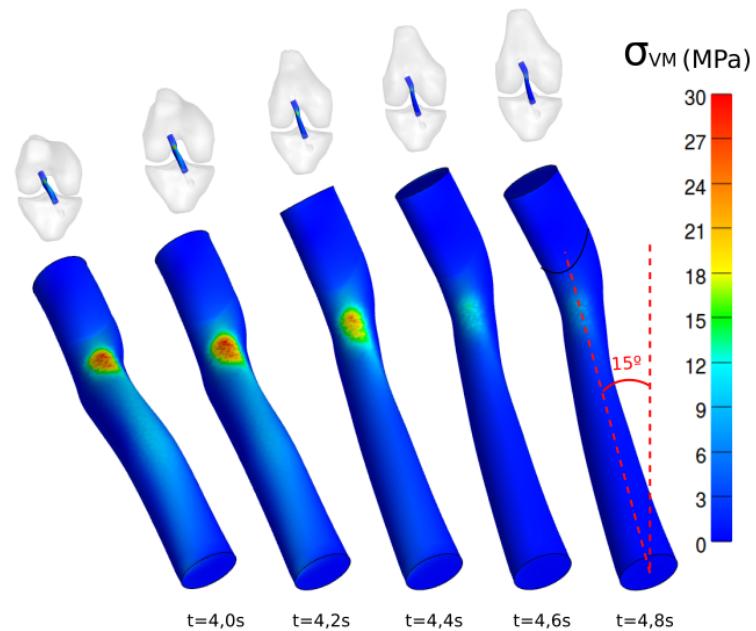
Por otra parte, en la Figura 5.8 se puede apreciar que el desplazamiento anterior de la inserción femoral genera un injerto que una disposición no tan vertical como en el caso anterior, sino que presenta una inclinación lateral ( $12^\circ$ ) algo mayor a la del LCA original, pero con un inclinación menor en la dirección antero-posterior. En cuanto a las solicitudes, se muestra que los gradientes de tensiones que se encuentran en una zona similar a los casos anteriores, son mayores y se presentan más concentrados. Esto puede deberse a que la configuración geométrica en dicha ubicación (radios de curvatura menores), sumado al giro del fémur, favorecen las deformaciones y consecuentemente el aumento de las tensiones en esa zona. En este caso, la tensión máxima, que se da con los mayores ángulos de flexión de la AR, es aproximadamente  $80 \text{ MPa}$  que resulta en un 60 % mayor que las reconstrucciones en el origen.



**Figura 5.8:** Distribución de tensiones para el injerto del modelo **rTPa**.

Finalmente, un túnel femoral posicionado distal en el fémur con respecto al origen genera, en primer lugar, un injerto más corto, al contrario de lo que ocurre con la inserción proximal. Además, también resulta en una disposición más lateral ( $15^\circ$ ) que en los casos anteriores, lo que repercute en las cargas que genera sobre el fémur y en su propia distribución de tensiones. La Figura 5.9 en este caso muestra una distribución más similar a la del modelo **rTPp** (ver

Figura 5.7), con la zona proximal anterior del injerto como la más solicitada y tensiones no tan localizadas como en el caso del modelo **rTPd** (ver Figura 5.9). Para este modelo, el máximo de los valores de tensión equivalente de Von Mises también se da para los mayores ángulos de flexión y se aproxima a los  $30\text{ MPa}$ , valor que es 40 % menor que el que se obtiene con los injertos en las inserciones originales.



**Figura 5.9:** Distribución de tensiones para el injerto del modelo **rTPd**.

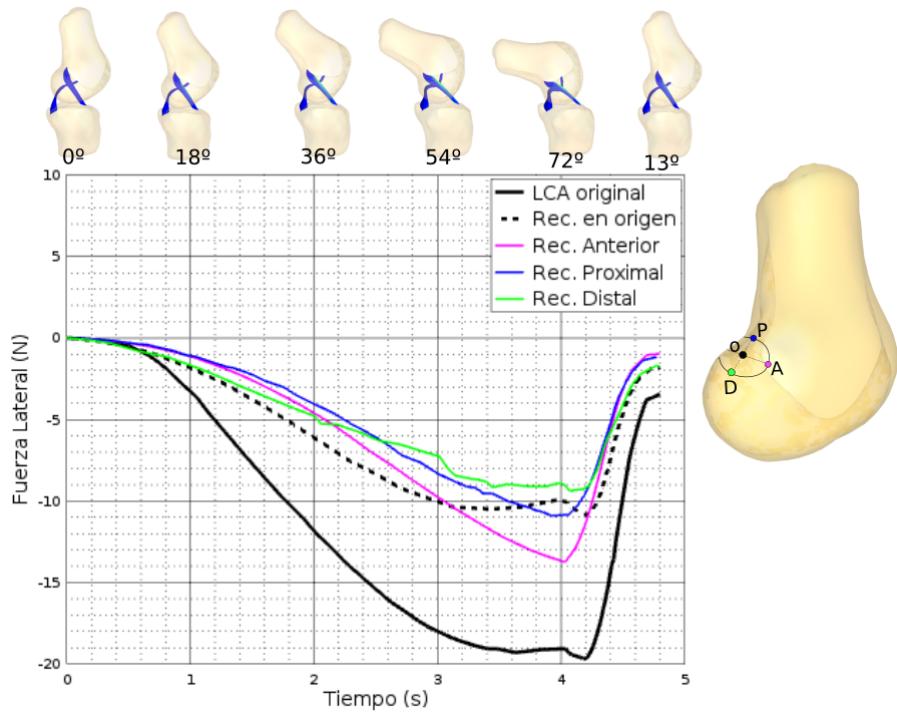
Considerando únicamente la distribución de tensiones y el máximo local de la tensión equivalente de Von Mises, se aprecia un claro efecto de la inserción femoral sobre las solicitudes a las que queda sometido el injerto. Comparando las cuatro simulaciones encontramos que la tensión máxima varía en un rango amplio (de  $30$  a  $80\text{ MPa}$ ) con tan solo una desplazamiento de  $3\text{ mm}$  de la posición del túnel femoral. De esta forma, el estado del injerto es altamente sensible a la ubicación del túnel, por tanto, es imperativo hacer esta perforación con la mayor precisión posible.

#### Fuerzas:

Se analiza a continuación el efecto que la variaciones del túnel femoral tiene sobre las cargas que se generan sobre el fémur, para las mismas condiciones de borde. Se presentan entonces tres gráficas que muestran la comparación entre las fuerzas que genera el modelo con el LCA, y las reconstrucciones en cada

uno de las 4 perforaciones, en cada eje.

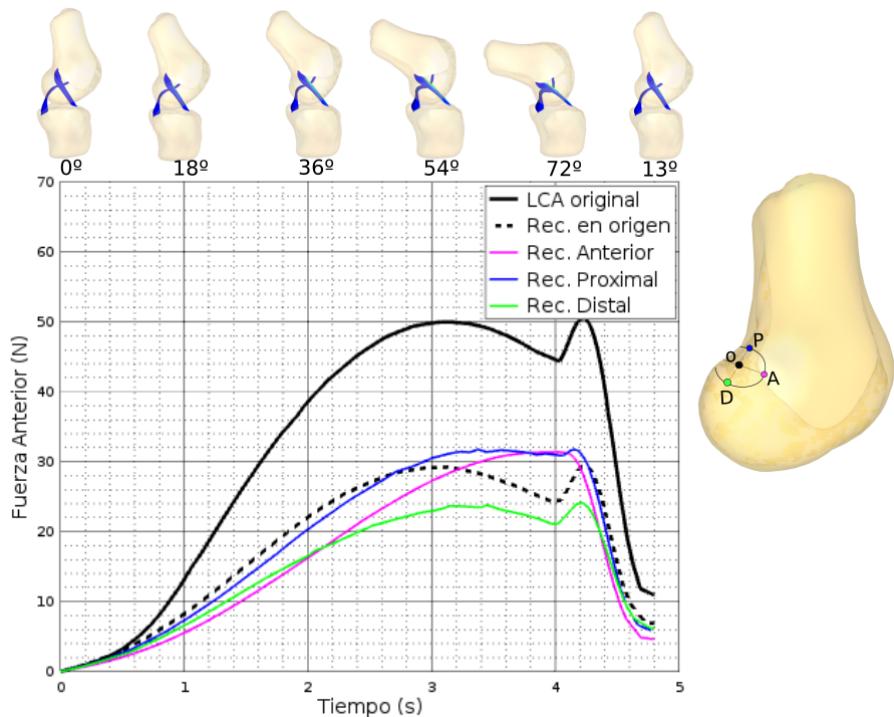
En la Figura 5.10 se presenta la comparación de las fuerzas en dirección lateral, y como es de esperarse, todas las curvas presentan valores negativos puesto que el fémur es solicitado medialmente por el LCA o por los injertos. Como se había mostrado previamente (Figura 5.5) el LCA y la reconstrucción en el origen presentan las mismas tendencias, no obstante, las inserciones que no coinciden con el origen (**rTPp**, **rTPa** y **rTPd**) presentan tendencias diferentes. Las tres reconstrucciones fuera del origen, crecen en módulo a medida que aumenta la flexión, mientras que el LCA y la reconstrucción en el origen aumentan hasta cierto punto (al rededor de  $63^\circ$  o  $3,5s$ ) y luego tienden a estacionarse. Al rededor de ese instante es que la fuerza producida por el injerto en la reconstrucción anterior supera en módulo a la realizada en el origen. Además, alcanza su mayor valor en el instante de la flexión máxima, con un valor de  $14N$  que es aproximadamente un 30% mayor al máximo del injerto en el origen.



**Figura 5.10:** Comparación de las fuerzas en dirección lateral ejercidas sobre el fémur.

La siguiente gráfica, Figura 5.11, análogamente a la anterior, representa la comparación de las fuerzas sobre el fémur pero en dirección anterior. Nuevamente podemos apreciar que algunas de las fuerzas de las reconstrucciones

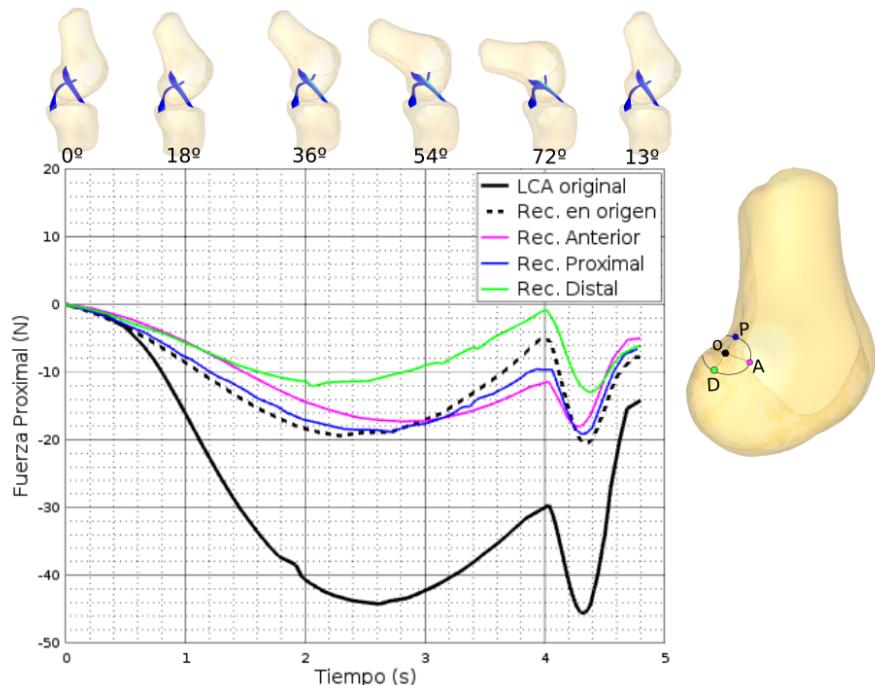
fueras del origen no presentan el mismo comportamiento que la ejercida por el LCA (reconstrucciones anterior y proximal). Sin embargo, la reconstrucción distal si ejerce una fuerza en dirección anterior sobre el fémur con la misma “forma” que la **rTPo** aunque en todo el recorrido es de menor magnitud. Similar al caso previo, las fuerzas ejercidas por el LCA y la **rTPo** presentan su mayor valor cerca de los  $54^\circ$  siendo  $50N$  y  $30N$  respectivamente, y en esta comparación la **rTPd** también alcanza su máximo cerca de ese valor de flexión y vale  $24N$ . Por otra parte, las **rTPa** y **rTPp** alcanzan su valor extremo de fuerza, aproximadamente  $30N$ , cerca de la flexión máxima, haciendo que la carga aumente siempre a medida que crece la flexión.



**Figura 5.11:** Comparación de las fuerzas en dirección anterior ejercidas sobre el fémur.

A diferencia de la comparación de las fuerzas en las direcciones lateral y anterior, las fuerzas en dirección proximal tal como se ve en la Figura 5.12 presentan todas las misma tendencia. El módulo de la fuerza crece a medida que aumenta el ángulo de flexión alcanzando su máximo entre los  $45$  y  $55^\circ$ , y a partir de este valor decrece hasta el ángulo máximo de flexión. Las reconstrucciones repiten el comportamiento de ejercer una restricción considerablemente menor que el LCA. Por otro lado, el modelo **rTPp** representa para este caso un

desempeño similar a la reconstrucción en el origen con una diferencia máxima entre las curvas de  $4N$ . La curva del modelo **rTPa**, ya muestra una diferencia algo mayor y el momento en el que comienza a decrecer la fuerza es el más alejado ( $55^\circ$ ). Finalmente, el modelo **rTPd** muestra una diferencia considerable, siempre ejerciendo una fuerza menor y con un máximo 40 % menor ( $12N$ ) en comparación con el resto (aproximadamente  $20N$ ).



**Figura 5.12:** Comparación de las fuerzas en dirección proximal ejercidas sobre el fémur.

En resumen, el modelo **rTPd** cuyo orificio se encuentra  $3mm$  distal con respecto al origen, genera una restricción menor en todos los sentidos, aunque en la mayoría de los casos con una tendencia similar a la reconstrucción en el origen.

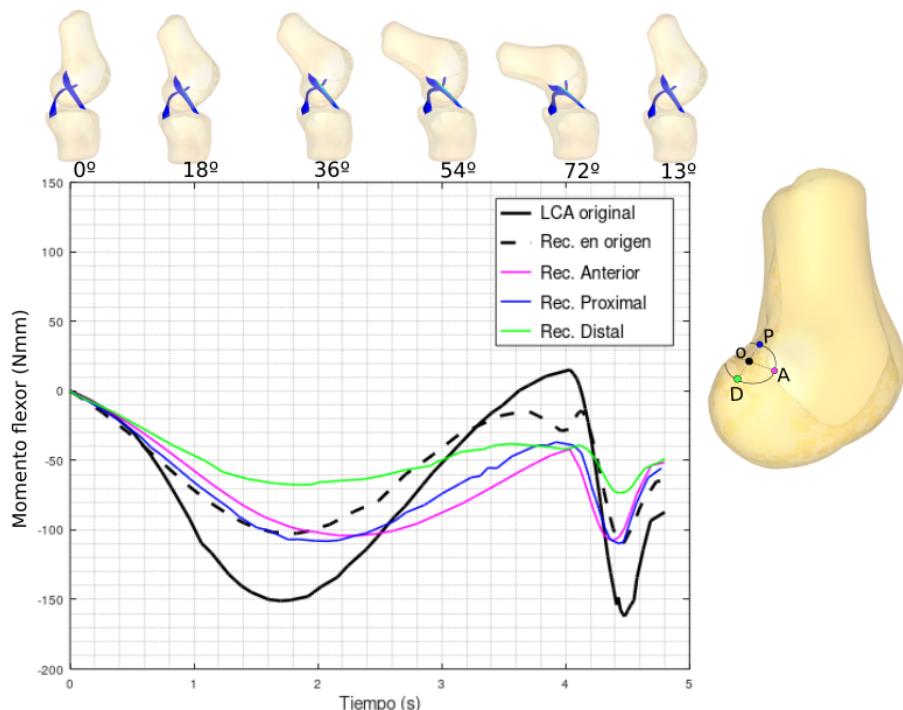
El modelo de reconstrucción con el orificio  $3mm$  anterior (**rTPa**), es en todos los casos la que muestra una mayor diferencia en la tendencia, es decir, la curva de la fuerza es la más diferente. Además, este modelo presenta la particularidad de que la fuerza que ejerce (en todos los casos) en hasta aproximadamente los  $55^\circ$  de flexión es menor a la reconstrucción en el origen y luego la supera hasta el valor máximo de tensión.

Finalmente, el modelo **rTPp**, cuyo orificio se ubica a  $3mm$  proximal según el origen, presenta como resultado unas curvas considerablemente diferentes

con respecto a la reconstrucción en el origen, en el caso de las fuerzas lateral y anterior, pero su comportamiento para la fuerza proximal es el más próximo.

### Momentos:

Se presentan a continuación las gráficas correspondientes a la comparación entre los momentos que generan los injertos en cada uno de las 4 perforaciones y el modelo con el LCA, nuevamente para cada eje. La primer imagen, Figura 5.13, representa el momento que se opone al movimiento de flexión y se puede apreciar que solo el LCA genera una carga que al comienzo es negativa y cerca de la flexión máxima se torna positiva. Las restantes curvas que corresponden a las reconstrucciones permanecen negativas en todo el recorrido, oponiéndose siempre a la flexión.

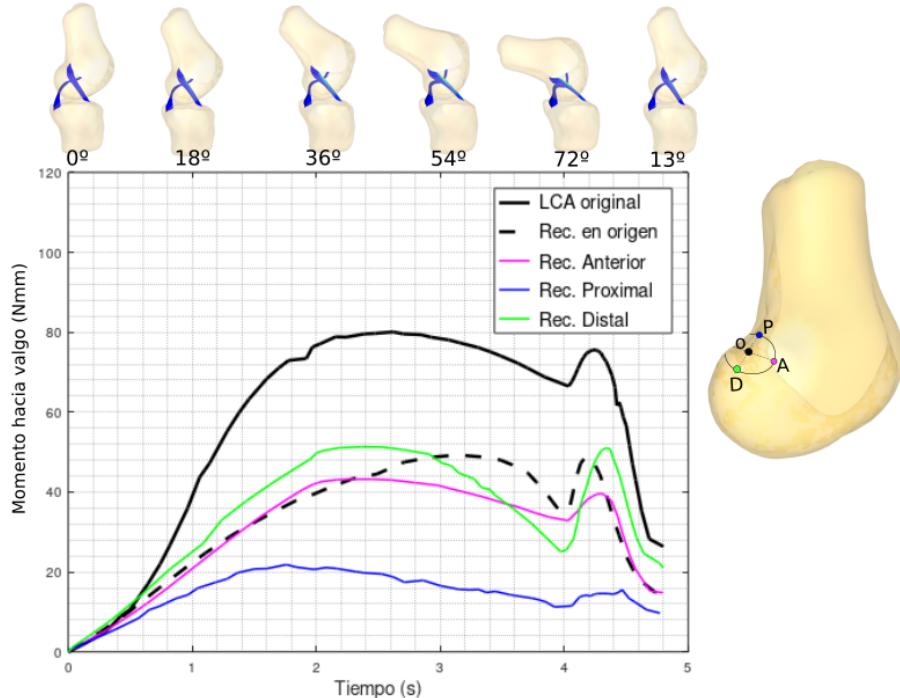


**Figura 5.13:** Comparación de los momentos extensores ejercidos sobre el fémur.

En la Figura 5.13 se aprecia además que las curvas correspondientes a la reconstrucción en el origen y a la reconstrucción distal presentan un descenso del momento en los mayores grados de flexión (cerca de los 4 segundos), este efecto no aparece en el ligamento original y por lo tanto no estarían representando correctamente el comportamiento del ligamento en ese caso. Por otra parte, las curvas de las reconstrucciones anterior y proximal presentan una tendencia similar al ligamento original, aunque con valores mucho menores y

con los máximos algo desfasados, dado que el LCA tiene su mayor valor al rededor de los  $30^\circ$ , las reconstrucciones lo presentan cerca de los  $40^\circ$ .

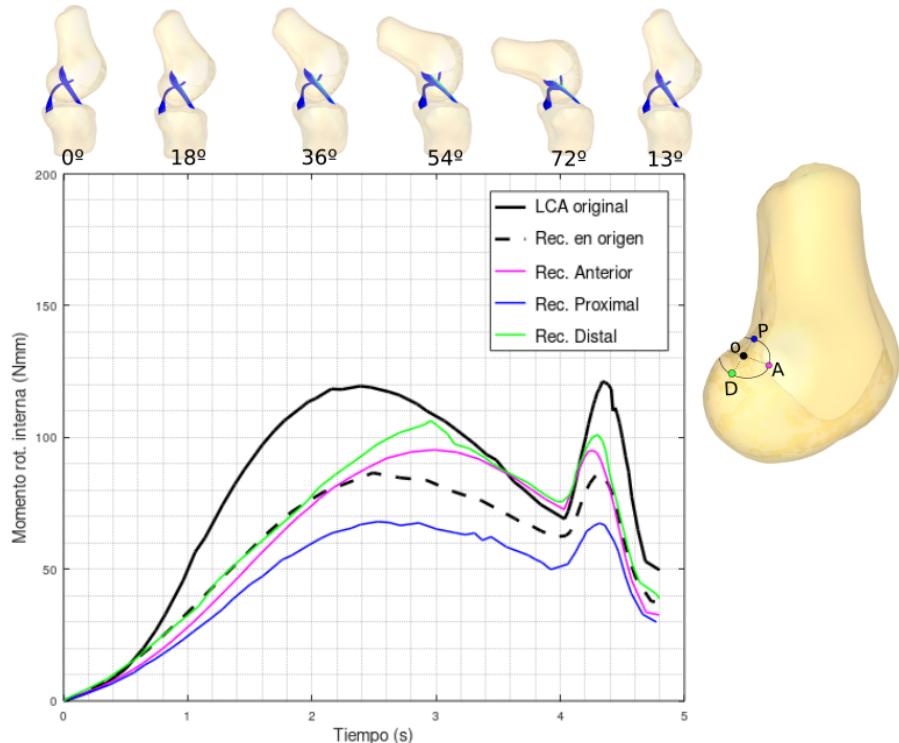
Si se observa la Figura 5.14, la cual representa en este caso el momento que se opone giro de varo, se puede apreciar en este caso algunas similitudes en los comportamientos de todas las curvas. Se ve como todas crecen con la flexión hasta determinado punto donde comienza su descenso. Sin embargo hay diferencias notorias en otros aspectos, el modelo **rTPp** es claramente deficiente en comparación con el resto, dado que su máximo valor es la cuarta parte del análogo del LCA (20Nmm con respecto a 80Nmm en el máximo), y menos de la mitad del máximo de cualquiera de las reconstrucciones. Luego, el modelo **rTPa** tiene un buen comportamiento, su máximo se da en el mismo entorno que el correspondiente al del LCA, y su posterior decrecimiento es paulatino, semejante al del LCA. Diferente es lo que ocurre con el modelo **rTPd**, que su decrecimiento es claramente más pronunciado, perdiendo rápidamente (en comparación con el resto) la restricción del giro en varo.



**Figura 5.14:** Comparación de los momentos hacia varo ejercidos sobre el fémur.

En cuanto a evitar la rotación externa del fémur (una de las principales funciones del LCA) todos los modelos se comportan de manera similar como se puede apreciar en la Figura 5.15. El momento ejercido por los injertos crece con el ángulo de flexión hasta los  $40$  o  $55^\circ$  dependiendo del caso y disminuye

para valores de flexión mayores. En este sentido, las reconstrucciones distal y anterior son las que alcanzan el máximo más tarde con cerca de  $100\text{ Nmm}$ , mientras que la reconstrucción en el origen y la proximal se parecen más al LCA original que alcanza el máximo cerca de los  $40^\circ$ . El modelo **rTPp** es el que genera menos restricción al movimiento de rotación externa del fémur con un valor máximo de aproximadamente  $70\text{ Nmm}$ , seguido por el modelo **rTPo** con un máximo de  $85\text{ Nmm}$ . De todas formas todos los valores quedan deficientes en comparación con el ligamento original que alcanza los  $120\text{ Nmm}$ .



**Figura 5.15:** Comparación de los momentos hacia rotación interno ejercidos sobre el fémur.

En resumen en cuanto a los momentos generados sobre el fémur para el movimiento impuesto y con inserciones femorales en 4 puntos diferentes, se tiene que: las curvas de la reconstrucción anterior (**rTPa**), presentan tendencias similares al LCA, pero siempre con valores de menor magnitud. Por el contrario, las correspondientes a la reconstrucción proximal (**rTPp**), en lo que respecta a las restricciones del varo y de la rotación externa del fémur, es siempre la de menor orden, alcanzando a ser un 20 % y un 60 % respectivamente, del momento generado por el LCA. Finalmente, las curvas de la reconstrucción distal (**rTPd**), muestran que tiene un desempeño ineficaz al momento de oponerse a

la flexión, luego para restringir el valgo cae su comportamiento entre los 55 y los 72º, mientras que en el caso de la rotación externa, es la que presenta los mejores resultados.

# Capítulo 6

## Conclusiones y Trabajos futuros

El presente capítulo puede segregarse en tres secciones que se relacionan con diferentes aspectos del trabajo llevado a cabo. En primera instancia, las conclusiones correspondientes al trabajo en sí mismo, que comprende las etapas de captura de movimiento y de simulación computacional. Posteriormente, se analizan algunas posibles líneas a seguir a partir de los resultados obtenidos, y finalmente, un comentario general sobre el camino que se transitó para la realización de esta tesis.

### 6.1. Sobre los objetivos

El presente trabajo completó todos los objetivos propuestos al inicio del mismo, y a continuación se presentan las conclusiones referentes a los resultados obtenidos.

***Captura de movimiento:*** Para esta etapa, durante el desarrollo del trabajo, se analizaron las posibilidades que se presentan en la literatura junto con los resultados que estos protocolos alcanzan, y no existe suficiente evidencia que demuestre que algún protocolo llegue a mejores resultados (con menor error) en todos los casos. De esta forma se concluyó que la mejor opción era trabajar con el protocolo más utilizado en la literatura de referencia, el Plug-in Gait modificado ( $PiG_m$ ) de VICON. Los resultados obtenidos de la captura de movimiento de la tarea motora seleccionada (subir un escalón), luego del procesamiento, concuerdan con lo esperado según literatura (89),

a excepción de la curva obtenida para la rotación de Varo-Valgo de la AR. La cual sin embargo, se reconoce como una de las debilidades del protocolo  $PiG_m$ . La sobreestimación de esta magnitud por efectos del “cross-talk” y del “Soft Tissue Artefact” al usar dicho protocolo está ampliamente estudiada, ver (113; 114; 84). Además, la repetibilidad del ensayo fue buena según los resultados mostrados en la Tabla 3.1 y los rangos presentados en la Figura 3.6, donde con una confianza del 95 % la media se encuentra para todo tiempo en un rango menor a 8°.

**Simulación computacional:** El software Gmsh fue exitosamente utilizado para la discretización del dominio, además mostró una excelente versatilidad a la hora de mallar geometrías complejas y de refinar en zonas específicas.

El estudio de independencia de malla del sistema permitió encontrar un umbral para el número de elementos mínimo para el LCA (al rededor de 140.000 tetraedros de 10 nodos), a partir del cuál los resultados presentan una variación relativamente pequeña.

Además, la cantidad de posibilidades para el formato de salida de datos del programa Gmsh, facilitó también la interacción entre éste y el software utilizado para la simulaciones, FEBio.

El conjunto de programas que componen la suite de FEBio (Preview, FEBio y Postview) mostró también un buen desempeño al permitir crear los modelos de elementos finitos con sus condiciones de borde, propiedades materiales y configuración de parámetros de simulación. El grupo de desarrollo de estos programas aún se encuentra activo, lanzando periódicamente nuevas versiones con problemas reparados, agregando librerías y mejorando tanto la interfaz como los métodos computacionales, por lo tanto se considera como una excelente herramienta para la resolución de problemas mediante el MEF.

Los resultados obtenidos con estas simulaciones pueden ser divididos en tres etapas; el análisis de la AR sana, el estudio de la reconstrucción de LCA con 3 tipos de autoinjertos con propiedades distintas, y la comparación de los resultados para el mismo injerto, pero con inserciones femorales desplazadas 3mm en diferentes direcciones.

**Simulación de la AR sana:** Los resultados de la AR sana, utilizando para modelar los ligamentos un material hiperelástico transversalmente isotrópico, mostraron que en el movimiento de subir un escalón, la zona más

solicitada del ligamento es la parte anterior proximal del mismo (ver Figura 5.1), en acuerdo con resultados en la literatura de referencia. Además, la tensión principal máxima a la que queda sometido el LCA con dicho modelo es del entorno de  $55MPa$ , que se da en el entorno de los  $60^\circ$  de flexión, que también coincide con resultados de trabajos publicados. En cuanto a la cinemática articular, se mostró que las cargas que realiza el LCA sobre el fémur (principalmente fuerza anterior y distal, y momentos que evitan el varo y la rotación externa), también concuerdan con las principales funciones del LCA según la literatura, que a grandes rasgos es la estabilidad. Los valores máximos de las fuerzas que genera el LCA sobre el fémur, se dan también en el entorno de los  $60^\circ$  de flexión y sus valores son  $50N$  en dirección anterior,  $20N$  en dirección medial y  $45N$  en dirección proximal (ver Figura 5.2). Por otro lado, los máximos de los momentos, que ocurren al rededor de los  $45^\circ$  de flexión, valen:  $120Nmm$  evitando la rotación externa del fémur,  $80Nmm$  evitando que el fémur se mueva hacia el varo y  $160Nmm$  resistiéndose a la flexión (ver Figura 5.3).

***Simulación de la AR reconstruida con diferentes materiales:*** En la rLCA se utilizaron para los autoinjertos 3 tipos de materiales diferentes, los cuales fueron modelados con el mismo comportamiento material, pero con variaciones en las propiedades que lo definen, más específicamente, se cambió la rigidez de la zona lineal de las fibras (al rededor de un 30% en el caso mayor cambio). Además, para evaluar únicamente el efecto del comportamiento material del injerto, el resto de las variables se mantuvieron constantes, es decir, se conservaron inalteradas las condiciones de borde, la ubicación de los injertos, la geometría de los mismos e incluso el mallado y la configuración de la simulación, evitando de esta forma, alteraciones en los resultados de cualquier otra índole.

Los resultados obtenidos, con las propiedades propuestas en el trabajo de Peña *et al.* (14) resultan interesantes, puesto que indican que, tanto para la distribución de tensiones (y de deformaciones), como para la dinámica articular, los resultados son indiferentes a la elección de un injerto de semitendinoso, tendón patelar o gracilis (ver Figura 5.4). No obstante, cabe resaltar, que las propiedades utilizadas fueron para un caso genérico, sin embargo, se reconoce que las propiedades de los materiales del cuerpo humano, no solo varían de persona a persona, sino también dentro del mismo paciente. Por lo tanto, se

concluye que para cambios en las propiedades materiales del orden de las presentadas en este trabajo, no son apreciables los efectos sobre la articulación y deben considerarse otros factores para la selección del tipo de injerto a utilizar, entre otros; expertíz del cirujano con cada técnica, efectos de la extracción, debilitación y recuperación de la zona.

Una consideración más debe hacerse con respecto a los resultados que comparan la dinámica de la reconstrucción con la del ligamento original. Ésta es que las restricciones ejercidas por los injertos, para los tres casos de los distintos materiales, son considerablemente menores a las que genera el LCA original, para todas las variables evaluadas y en todo el recorrido. Por ejemplo, el valor máximo de la fuerza total para el LCA es de  $70N$ , mientras que en el mismo instante los injertos generan  $36N$  (ver Figura 5.5), o para el caso de los momentos, el máximo es  $200Nm$  para el LCA, mientras que los injertos ejercen un máximo de  $135Nm$  (ver Figura 5.6). En las Figuras 5.5 y 5.6 se aprecia que, aunque las curvas tienen comportamientos similares, las cargas ejercidas por las reconstrucciones alcanzan a ser hasta un 50 % menor que las del LCA en el caso de las fuerzas y un 30 % menor para el caso de los momentos. Esto indica que la elección del diámetro del injerto no fue adecuada, dado que un diámetro mayor generaría que la rigidez de la estructura aumente, y consecuentemente, para la misma deformación (o muy similar) las fuerzas que ejercería el nuevo injerto serían mayor.

#### ***Simulación de la AR reconstruida con diferentes inserciones:***

Los resultados obtenidos al comparar el mismo injerto para inserciones femorales diferentes, muestran un efecto considerable sobre la AR, que provocan gran incertidumbre y descubre la dificultad, al momento de ubicar la inserción del LCA original. Las comparaciones se realizan sobre varias magnitudes; la distribución de tensiones en el momento más crítico, la posición relativa del injerto ubicado dentro de la AR y las cargas que se realizan sobre el fémur mientras éste se mueve. Como fue explicado previamente, las cargas que debe vencer el fémur, son casi completamente ejercidas por el LCA o en su defecto, por el injerto que lo sustituye, debido al movimiento que se impuso a la AR. Para todas las variables estudiadas, el injerto ubicado en el centro de la inserción original del LCA es el que presenta un desempeño general más similar al ligamento natural, obviando el efecto expresado anteriormente de la falta de rigidez de los injertos. En las Figuras 5.7, 5.8 y 5.9 se aprecia como una

variación en la inserción femoral de  $3mm$  influye sobre la posición relativa, generando reconstrucciones más verticales o más oblicuas de la ideal (que es de aproximadamente  $8^{\circ}$ ). En las mismas imágenes se aprecian además, las distribuciones de tensiones, donde resalta la tensión equivalente máxima para el caso de la reconstrucción anterior que alcanza los  $80MPa$ , valor que parece ser elevado en comparación con el resto ( $40MPa$  y  $30MPa$ ) y con resultados de otros trabajos, hasta  $65MPa$  (14). Esta reconstrucción es también la que presenta sus máximos de tensión más localizado en la zona anterior proximal del injerto, considerándose que puede deberse a la curvatura de la geometría en dicha zona, que debió ser grande para evitar la intersección con el LCP.

Para comparar cómo resulta la dinámica articular luego de las reconstrucciones, se evaluaron las fuerzas y los momentos ejercidos sobre el fémur en cada una de las tres direcciones principales, representados en seis gráficas comparativas (Figuras 5.10-5.15). Los resultados muestran una alta sensibilidad a este parámetro. Por ejemplo, la reconstrucción proximal (**rTPp**) no presentó resultados muy distantes en lo que a las fuerzas se refiere, en comparación con la reconstrucción en el origen. Sin embargo, en la gráficas correspondientes a los momentos se aprecia un pobre desempeño en la restricción de algunos movimientos (por ejemplo, genera un máximo  $20Nmm$  evitando el valgo, mientras que el injerto en el origen genera  $50Nmm$ ). Esto se relaciona claramente con la dirección en la que resultó orientado el injerto y no tanto con la fuerza que éste ejerce.

Por otra parte, la reconstrucción anterior (**rTPa**) consigue un desempeño mixto, en cuanto a las fuerzas, tiene la peculiaridad de siempre presentarse considerablemente más tensionado en flexión profunda que el resto de las reconstrucciones. Esto es ocasionado por ser la inserción que presenta más movimiento durante la flexión del fémur y por esto, es la técnica que provoca mayores tensiones locales en el injerto y las fuerzas más grandes luego de los  $55^{\circ}$  de flexión (entre 35 y 50 % mayor en las tres direcciones). Con respecto al comportamiento según los momentos que provoca, presenta una pobre restricción a la flexión (máximo de  $70Nmm$  contra  $100Nmm$  del injerto en el origen), un comportamiento aceptable en varo-valgo y resulta que presenta mejores resultados en la restricción de la rotación externa del fémur que la inserción en el origen. Esta mejoría se debe al alejamiento de la inserción femoral con respecto al eje de rotación IE, y por lo tanto, un mayor brazo de palanca.

Finalmente se analizan los resultados obtenidos con la reconstrucción distal

(rTPd), que para las fuerzas muestra una tendencia similar a la reconstrucción en el origen pero la restricción es al rededor de un 20% menor en todo momento para las tres direcciones. Esto no provoca grandes inconvenientes puesto que anteriormente mencionamos la posibilidad de ganar rigidez aumentando el diámetro del injerto. Sin embargo, los momentos que genera esta reconstrucción son considerablemente más variables, dado que presenta poca restricción al movimiento de flexión, una curva que varía desde un 30% por encima a un 30% por debajo de la reconstrucción en el origen para la rotación de varo-valgo, y es la técnica que provoca mayor restricción a la rotación externa del fémur. Esto indica que un aumento del diámetro del injerto aumentaría su rigidez, mejorando su desempeño con respecto a las fuerzas, pero los momentos aún continuarían siendo muy variables e incluso aumentarían su diferencia.

## 6.2. Recomendaciones y trabajos a futuro

Son varias las ramas que se abren sobre esta temática a partir del trabajo realizado; y a continuación se comentan algunas de ellas.

- Es posible trabajar sobre el desarrollo de un modelo específico de un paciente, no solo en lo que respecta a las condiciones de borde (que fue lo realizado), sino también en cuanto a la geometría ósea y de tejidos blandos, a partir de imágenes de Resonancia Magnética y Tomografías Computadas. En la misma línea, se podría, además de la captura de movimiento por estereofotogrametría, utilizar videofluoroscopía simultáneamente, con lo que se podría evaluar la posición exacta de los huesos y con ellos mejorar los datos de entrada para el modelo computacional y además, evaluar el error de los marcadores cutáneos.
- En cuanto a la limitación de las propiedades mecánicas para los modelos materiales de los tejidos blandos, sería interesante evaluar la posibilidad de realizar ensayos no invasivos, ni dolorosos, que estimulen la articulación dinámicamente y mida su respuesta, para posteriormente reproducir ese ensayo computacionalmente y sintonizar las propiedades materiales ajustando así la respuesta de la articulación. Con este fin, deberá desarrollarse un modelo que contemple el resto de las estructuras que interactúan en la AR y que en

este trabajo no fue necesario considerar. También podrían obtenerse resultados más realistas si se implementara la osificación de los ligamentos a medida que se acercan al tejido óseo. Para esto, habría que desarrollar una extensión del software utilizado, dado que éste actualmente no permite definir materiales cuyas propiedades sean no homogéneas a lo largo de una estructura.

- Hoy en día hay un creciente interés en el deterioro del cartílago articular y como éste se relaciona con afecciones de la rodilla como rupturas y reconstrucciones de LCA. Por lo tanto, un modelo que contemple el análisis de estos tejidos, evaluando la evolución de las diferentes estructuras al someterlas a cargas habituales por la actividad cotidiana, resultantes de una intervención de rLCA, es una línea prometedora. Sería necesario crear un modelo con la mayoría de las estructuras que intervienen en la articulación, identificar modelos adaptativos para cada una de ellas, analizar su dependencia, estudiar los efectos de las actividades diarias y relacionarlos con una evolución en el tiempo.
- Para analizar el deterioro de algún tejido se pueden considerar al menos dos enfoques. El más simple podría ser un enfoque en el cual se analice los efectos de las cargas cotidianas sobre las estructuras, poniendo énfasis en las distribuciones de tensiones, los picos que se presentan en dichas magnitudes, el comportamiento viscoelástico de los tejidos y a partir de ésto inferir estadísticamente un posible deterioro. El segundo, sería considerar a los tejidos biológicos como elementos vivos (como realmente son), que responden no solo mecánicamente a los estímulos, sino también considerar que evolucionan según se los solicite. En otras palabras, utilizar rutinas de tejidos biológicos adaptativos frente a determinadas circunstancias. Por ejemplo, se conoce que los huesos tienen este tipo de comportamiento, ellos tienden a aumentar su densidad en las zonas donde las tensiones a las que son sometidos habitualmente es mayor.

### 6.3. Sobre el camino recorrido

En lo personal, se considera que la realización de la tesis fue una experiencia sumamente enriquecedora y es por esto que a continuación se comentan algunos aspectos relevantes.

El autor se familiarizó con la metodología de captura de movimiento, los diferentes protocolos de aplicación, las fortalezas y las debilidades de esta tecnología de incipiente utilidad en el Uruguay.

Además, también se logró crear un procedimiento para el análisis de la AR del cuerpo humano, pero que podría extenderse a otras (tobillo, hombro y codo por ejemplo) partiendo de imágenes médicas y captura de movimiento, para transformarlo luego en un problema mecánico a resolver mediante el MEF. En este camino, fueron varios los programas que tuvieron que ser sincronizados para que la información fluya y esto también fue un desafío que se superó. De esta forma, el autor se interiorizó con la utilización y la capacidad de los distintos programas para la simulación: Gmsh para el mallado no estructurado de geometrías y FEBio (más PreView y PostView) para la creación del modelo de elementos finitos con sus condiciones de borde, propiedades materiales y configuración de parámetros de simulación. Además, para las modificaciones de la geometría se utilizó también el software Inventor en su versión de estudiante.

Finalmente, en lo que refiere al proceso en sí mismo, éste permitió al autor incorporar un conocimiento cabal sobre el complejo de la articulación de la rodilla y en particular de la reconstrucción de LCA, no solo desde el punto de vista mecánico, sino también desde el biológico. El tema abordado en esta tesis es de carácter extremadamente interdisciplinario, y como tal, fue necesario además de la consulta a una infinidad de textos fuera el área de la ingeniería, contactarse e intercambiar con especialistas de diferentes áreas. Por nombrar algunos, se trató con: cirujanos, médicos, fisioterapeutas, deportólogos, entrenadores físicos, ing. biomédicos, ing. eléctricos, licenciados en imagenología. Esta interacción se considera sumamente enriquecedora, tanto a nivel profesional como personal, y permite comprender por qué es tan necesaria la interdisciplina en el mundo contemporáneo.

# Referencias bibliográficas

- [1] Edith M Arnold, Samuel R Ward, Richard L Lieber, and Scott L Delp. A model of the lower limb for analysis of human movement. *Annals of biomedical engineering*, 38(2):269–279, 2010.
- [2] Peter Brukner and Karim Khan. *Brukner & Khan's Clinical Sports Medicine: Injuries*, volume 1. McGraw-Hill Education Australia, 2016.
- [3] Yoshitsugu Takeda, John W Xerogeanes, Glen A Livesay, Freddie H Fu, and Savio LY Woo. Biomechanical function of the human anterior cruciate ligament. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 10(2):140–147, 1994.
- [4] Rainer Siebold, David Dejour, and Stefano Zaffagnini. *Anterior cruciate ligament reconstruction: a practical surgical guide*. Springer Science & Business, 2014.
- [5] JAC Wismans, F Veldpaus, J Janssen, A Huson, and P Struben. A three-dimensional mathematical model of the knee-joint. *Journal of biomechanics*, 13(8):677–685, 1980.
- [6] Leendert Blankevoort, JH Kuiper, Rik Huiskes, and HJ Grootenboer. Articular contact in a three-dimensional model of the knee. *Journal of biomechanics*, 24(11):1019–1031, 1991.
- [7] G. Li, J. Gil, A. Kanamori, and S. L.-Y. Woo. A Validated Three-Dimensional Computational Model of a Human Knee Joint. *Journal of Biomechanical Engineering*, 121(6):657–662, 12 1999.
- [8] Jeffrey A Weiss. *A constitutive model and finite element representation for transversely isotropic soft tissues*. PhD thesis, University of Utah, 12 1994.

- [9] Ahmet Erdemir and Scott Sibole. Open knee: a three-dimensional finite element representation of the knee joint. *User's guide, version, 1(0)*, 2010.
- [10] Steve Maas, Dave Rawlins, J Weiss, and G Ateshian. Febio theory manual version 2.0, 2014.
- [11] Jeffrey A Weiss, John C Gardiner, and Carlos Bonifasi-Lista. Ligament material behavior is nonlinear, viscoelastic and rate-independent under shear loading. *Journal of biomechanics*, 35(7):943–950, 2002.
- [12] E Pena, B Calvo, MA Martinez, and M Doblare. A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint. *Journal of biomechanics*, 39(9):1686–1701, 2006.
- [13] Piotr Luczkiewicz, Karol Daszkiewicz, Wojciech Witkowski, Jacek Chróścielewski, and Witold Zarzycki. Influence of meniscus shape in the cross sectional plane on the knee contact mechanics. *Journal of biomechanics*, 48(8):1356–1363, 2015.
- [14] E Pena, MA Martinez, B Calvo, D Palanca, and M Doblare. A finite element simulation of the effect of graft stiffness and graft tensioning in acl reconstruction. *Clinical Biomechanics*, 20(6):636–644, 2005.
- [15] P Vera. La biomecánica deportiva. *Monografía de la serie Deportes*, (19), 1994.
- [16] Ghassan S Kassab. Yc”bert”fung: The father of modern biomechanics. *Molecular & Cellular Biomechanics*, 1(1):5, 2004.
- [17] Benno M Nigg and Walter Herzog. *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. John Wiley & Sons, 2007.
- [18] Pedro Pérez Soriano and Salvador Llana Belloch. *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte*. Editorial Paidotribo, 2015.
- [19] Mikel Izquierdo and Mikel Izquierdo Redín. *Biomecánica y Bases Neuromusculares de la Actividad Física y el Deporte/Biomechanics and Neuromuscular Bases of Physical Activity and Sport*. Ed. Médica Panamericana, 2008.

- [20] Henry Figueredo Losada, Vladimir González Fernández, Joan Batissta Aguilar, Mikiya Muramatsu, and Angel Mario Felipe Garmendía. Modelo de remodelación ósea: un análisis computacional. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 29(4):512–522, 2010.
- [21] Diego A Garzón-Alvarado, Carlos A Duque Daza, and Angélica María Ramírez Martínez. Sobre la aparición de la biomecánica y la mecanobiología computacional: experimentos computacionales y recientes hallazgos. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 28(3):83–101, 2009.
- [22] Hamid Naghibi. *Personalized finite element models of the knee joint: a platform for optimal orthopedic surgery pre-planning*. PhD thesis, Radboud University Nijmegen, 10 2018.
- [23] G Doménech, G Moreno, M Fernández, and A Capel. Anatomía y biomecánica de la articulación de la rodilla. *Facultad de Medicina Universidad de Murcia. Servicio de Radiología. Murcia*, 2003.
- [24] Ledia H Góngora García, Cruz M Rosales García, Isabel González Fuentes, and Nayra Pujals Victoria. Articulación de la rodilla y su mecánica articular. *Medisan*, 7(2):100–109, 2003.
- [25] María Claudia Panesso, María Constanza Trillos, and Ingrid Toldosa Guzmán. Biomecánica clínica de la rodilla. Technical report, Editorial Universidad del Rosario, 2009.
- [26] Zahra Trad, Abdelwahed Barkaoui, Moez Chafra, and João Manuel RS Tavares. *FEM analysis of the human knee joint: a review*. Springer, 2018.
- [27] E. S. Grood and W. J. Suntay. A Joint Coordinate System for the Clinical Description of Three-Dimensional Motions: Application to the Knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105(2):136–144, 05 1983.
- [28] Ge Wu, Sorin Siegler, Paul Allard, Chris Kirtley, Alberto Leardini, Dieter Rosenbaum, Mike Whittle, Darryl D D'Lima, Luca Cristofolini, Hartmut Witte, et al. Isb recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part i: ankle, hip, and spine. *Journal of biomechanics*, 35(4):543–548, 2002.

- [29] Osama Aweid, Humza Osmani, and Joel Melton. Biomechanics of the knee. *Orthopaedics and Trauma*, 33(4):224–230, 2019.
- [30] Anikar Chhabra, C Curtis Elliott, and Mark D Miller. Normal anatomy and biomechanics of the knee. *Sports medicine and arthroscopy review*, 9(3):166–177, 2001.
- [31] JB Cohen. *El cuerpo humano - Salud y enfermedad*. LIPPINCOTT, 2010.
- [32] Kyoung-Tak Kang, Seong Hwan Kim, Juhyun Son, Young Han Lee, and Yong-Gon Koh. Validation of a computational knee joint model using an alignment method for the knee laxity test and computed tomography. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 28:417–429, 07 2017.
- [33] Michel Bonnin, Ned Annunziato Amendola, Johan Bellemans, Steven J MacDonald, and Jacques Menetrey. *The knee joint: surgical techniques and strategies*. Springer Science & Business Media, 2013.
- [34] Kimmo Halonen. *Validation and application of computational knee joint models*. PhD thesis, University of Eastern Finland, 2015.
- [35] P Julkunen, RK Korhonen, MJ Nissi, and JS Jurvelin. Mechanical characterization of articular cartilage by combining magnetic resonance imaging and finite-element analysis—a potential functional imaging technique. *Physics in Medicine & Biology*, 53(9):2425, 2008.
- [36] Lori A Setton, Wenbo Zhu, and Van C Mow. The biphasic poroviscoelastic behavior of articular cartilage: role of the surface zone in governing the compressive behavior. *Journal of biomechanics*, 26(4-5):581–592, 1993.
- [37] Daniel John Cunningham. *Cunningham's textbook of anatomy*. W. Wood, 1818.
- [38] John G Lane and David Amiel. Ligament histology, composition, anatomy, injury, and healing mechanisms. In *Bio-orthopaedics*, pages 291–312. Springer, 2017.
- [39] Pierre-Jean Arnoux, Damien Subit, Catherine Masson, Patrick Chabrand, and Christian Brunet. Knee ligaments mechanics: From expe-

riments to fe simulations. *Revue Européenne des Eléments*, 14(4-5):577–600, 2005.

- [40] Giles R Scuderi and Alfred J Tria. *The knee: a comprehensive review*. World Scientific, 2010.
- [41] Randall R Wroble, Edward S Grood, John S Cummings, Joel M Henderson, and Frank R Noyes. The role of the lateral extraarticular restraints in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *The American journal of sports medicine*, 21(2):257–263, 1993.
- [42] James R Robinson, Anthony MJ Bull, and Andrew A Amis. Structural properties of the medial collateral ligament complex of the human knee. *Journal of biomechanics*, 38(5):1067–1074, 2005.
- [43] Turner A Blackburn and Emily Craig. Knee anatomy: a brief review. *Physical therapy*, 60(12):1556–1560, 1980.
- [44] Scott G McLean, Kaitlyn F Mallett, and Ellen M Arruda. Deconstructing the anterior cruciate ligament: what we know and do not know about function, material properties, and injury mechanics. *Journal of biomechanical engineering*, 137(2), 2015.
- [45] Kaitlyn F Mallett and Ellen M Arruda. Digital image correlation-aided mechanical characterization of the anteromedial and posterolateral bundles of the anterior cruciate ligament. *Acta biomaterialia*, 56:44–57, 2017.
- [46] Frank R Noyes, James L DeLucas, and Peter J Torvik. Biomechanics of anterior cruciate ligament failure: An analysis of. *J. Bone Joint Surg. Am*, 56:236–253, 1974.
- [47] Michael Dienst, Robert T Burks, and Patrick E Greis. Anatomy and biomechanics of the anterior cruciate ligament. *The Orthopedic clinics of North America*, 33(4):605–20, 2002.
- [48] Fakhry G Girsch, John L Marshall, and ARSA Monajem. The cruciate ligaments of the knee joint. anatomical, functional and experimental analysis. *Clinical orthopaedics and related research*, (106):216–231, 1975.

- [49] Roland P Jakob and HU Stäubli. *The Knee and the cruciate ligaments: anatomy, biomechanics, clinical aspects, reconstruction, complications, rehabilitation*. Springer, 1992.
- [50] M Marieswaran, Ishita Jain, Bhavuk Garg, Vijay Sharma, and Dinesh Kalyanasundaram. A review on biomechanics of anterior cruciate ligament and materials for reconstruction. *Applied bionics and biomechanics*, 2018, 2018.
- [51] David L Butler, Yuning Guan, Matthew D Kay, John F Cummings, Seth M Feder, and Martin S Levy. Location-dependent variations in the material properties of the anterior cruciate ligament. *Journal of biomechanics*, 25(5):511–518, 1992.
- [52] H Iwaki, V Pinskerova, and MAR Freeman. Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 82(8):1189–1195, 2000.
- [53] Max Schaldach and Dietrich Hohmann. *Engineering in Medicine: Volume 2: Advances in Artificial Hip and Knee Joint Technology*. Springer Berlin Heidelberg, 1976.
- [54] Dominique P Pioletti, Lalaonirina R Rakotomanana, and P-F Leyvraz. Strain rate effect on the mechanical behavior of the anterior cruciate ligament–bone complex. *Medical Engineering & Physics*, 21(2):95–100, 1999.
- [55] Shunji Hirokawa and Reiji Tsuruno. Three-dimensional deformation and stress distribution in an analytical/computational model of the anterior cruciate ligament. *Journal of biomechanics*, 33(9):1069–1077, 2000.
- [56] Ali Kiapour, Ata M Kiapour, Vikas Kaul, Carmen E Quatman, Samuel C Wordeman, Timothy E Hewett, Constantine K Demetropoulos, and Vijay K Goel. Finite element model of the knee for investigation of injury mechanisms: development and validation. *Journal of biomechanical engineering*, 136(1), 2014.
- [57] Hyung-Soon Park, Chulhyun Ahn, David T Fung, Yupeng Ren, and Li-Qun Zhang. A knee-specific finite element analysis of the human anterior

cruciate ligament impingement against the femoral intercondylar notch. *Journal of biomechanics*, 43(10):2039–2042, 2010.

- [58] Xiaoyan Zhang, Guotai Jiang, Changfu Wu, and Savio LY Woo. A subject-specific finite element model of the anterior cruciate ligament. In *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pages 891–894. IEEE, 2008.
- [59] Timo Järvelä. Double-bundle versus single-bundle anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomize clinical study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 15(5):500–507, 2007.
- [60] Ahmet Erdemir. Open knee: a pathway to community driven modeling and simulation in joint biomechanics. *Journal of medical devices*, 7(4), 2013.
- [61] Hendi Handian Rachmat. *Towards a subject-specific knee model to optimize ACL reconstruction*. Rijksuniversiteit, 2015.
- [62] TP Andriacchi, RP Mikosz, SJ Hampton, and JO Galante. Model studies of the stiffness characteristics of the human knee joint. *Journal of biomechanics*, 16(1):23–29, 1983.
- [63] Leendert Blankevoort and R Huiskes. Ligament-bone interaction in a three-dimensional model of the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 113(3):263–269, 1991.
- [64] Marcus G Pandy, Kotaro Sasaki, and Seonfil Kim. A three-dimensional musculoskeletal model of the human knee joint. part 1: theoretical construction. *Computer Methods in Biomechanics and Bio Medical Engineering*, 1(2):87–108, 1997.
- [65] Tammy L Haut Donahue, ML Hull, Mark M Rashid, and Christopher R Jacobs. A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact. *J. Biomech. Eng.*, 124(3):273–280, 2002.
- [66] John C Gardiner and Jeffrey A Weiss. Subject-specific finite element analysis of the human medial collateral ligament during valgus knee loading. *Journal of orthopaedic research*, 21(6):1098–1106, 2003.

- [67] NH Yang, PK Canavan, H Nayeb-Hashemi, Bijan Najafi, and A Vaziri. Protocol for constructing subject-specific biomechanical models of knee joint. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 13(5):589–603, 2010.
- [68] Ke Ke Zheng, Jun Ning Chen, Corey Scholes, and Qing Li. Magnetic resonance imaging (mri) based finite element modeling for analyzing the influence of material properties on menisci responses. In *Applied Mechanics and Materials*, volume 553, pages 305–309. Trans Tech Publ, 2014.
- [69] Mrn P Kadaba, HK Ramakrishnan, and ME Wootten. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of orthopaedic research*, 8(3):383–392, 1990.
- [70] Roy B. Davis, Sylvia Ōunpuu, Dennis Tyburski, and James R. Gage. A gait analysis data collection and reduction technique. *Human Movement Science*, 10(5):575 – 587, 1991.
- [71] Richard Baker, Fabien Leboeuf, Julie Reay, Morgan Sangeux, et al. The conventional gait model-success and limitations. *Handbook of human motion. Cham: Springer International Publishing*, pages 489–508, 2018.
- [72] HJ Woltring and R Huiskes. Stereophotogrammetry. In *Biomechanics of Human Movement: Applications in rehabilitation, sports and ergonomics*, pages 108–127. Bertec, 1990.
- [73] Aurelio Cappozzo, Angelo Cappello, U Della Croce, and Francesco Pensalfini. Surface-marker cluster design criteria for 3-d bone movement reconstruction. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44(12):1165–1174, 1997.
- [74] VICON. Pig advances notes, concepts and kinematics. Technical report, Vicon Motion Systems, 2005.
- [75] VICON. Plug-in gait reference guide. Technical report, Vicon Motion Systems, 2017.
- [76] IW Charlton, P Tate, P Smyth, and L Roren. Repeatability of an optimised lower body model. *Gait & Posture*, 20(2):213–221, 2004.

- [77] TP Andriacchi, EJ Alexander, MK Toney, C Dyrby, and J Sum. A point cluster method for in vivo motion analysis: applied to a study of knee kinematics. *J Biomech Eng.*, 120(6):743–9, 1998.
- [78] CW Spoor and FE Veldpaus. Rigid body motion calculated from spatial co-ordinates of markers. *Journal of biomechanics*, 13(4):391–393, 1980.
- [79] B Gao, B Conrad, and N Zheng. Accuracies of skin marker based knee motion analysis using different techniques. In *31st American Society of Biomechanics Annual Conference, Stanford, CA*, 2007.
- [80] C Frigo, M Rabuffetti, DC Kerrigan, LC Deming, and Antonio Pedotti. Functionally oriented and clinically feasible quantitative gait analysis method. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 36(2):179–185, 1998.
- [81] Maria Grazia Benedetti, Fabio Catani, A Leardini, E Pignotti, and S Giannini. Data management in gait analysis for clinical applications. *Clinical biomechanics*, 13(3):204–215, 1998.
- [82] M Rabuffetti and P Crenna. A modular protocol for the analysis of movement in children. *Gait Posture*, 20:S77–S78, 2004.
- [83] Alberto Leardini, Zimi Sawacha, Gabriele Paolini, Stefania Ingrosso, Roberto Nativo, and Maria Grazia Benedetti. A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait & posture*, 26(4):560–571, 2007.
- [84] Alberto Leardini, Lorenzo Chiari, Ugo Della Croce, and Aurelio Cappozzo. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 3. soft tissue artifact assessment and compensation. *Gait & posture*, 21(2):212–225, 2005.
- [85] Tsung-Yuan Tsai, Tung-Wu Lu, Mei-Ying Kuo, and Horng-Chaung Hsu. Quantification of three-dimensional movement of skin markers relative to the underlying bones during functional activities. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, 21(03):223–232, 2009.
- [86] Andrea Cereatti, Tecla Bonci, Massoud Akbarshahi, Kamiar Aminian, Arnaud Barré, Mickael Begon, Daniel L Benoit, Caecilia Charbonnier,

Fabien Dal Maso, Silvia Fantozzi, et al. Standardization proposal of soft tissue artefact description for data sharing in human motion measurements. *Journal of biomechanics*, 62:5–13, 2017.

- [87] Lasse Roren. Olga explained. Agu 2001.
- [88] Thomas D Collins, Salim N Ghoussayni, David J Ewins, and Jenny A Kent. A six degrees-of-freedom marker set for gait analysis: repeatability and comparison with a modified helen hayes set. *Gait & posture*, 30(2):173–180, 2009.
- [89] Tsung-Yuan Tsai, Tung-Wu Lu, Mei-Ying Kuo, and Cheng-Chung Lin. Effects of soft tissue artifacts on the calculated kinematics and kinetics of the knee during stair-ascent. *Journal of biomechanics*, 44(6):1182–1188, 2011.
- [90] Morgan Sangeux, Arnaud Barré, and Kamiar Aminian. Evaluation of knee functional calibration with and without the effect of soft tissue artefact. *Journal of biomechanics*, 62:53–59, 2017.
- [91] Parviz E Nikravesh. *Computer-aided analysis of mechanical systems*. Prentice-Hall, Inc., 1988.
- [92] Mojtaba Kazemi, Yaghoub Dabiri, and LePing Li. Recent advances in computational mechanics of the human knee joint. *Computational and mathematical methods in medicine*, 2013, 2013.
- [93] R Crowninshield, MH Pope, and RJ Johnson. An analytical model of the knee. *Journal of biomechanics*, 9(6):397–405, 1976.
- [94] JR Essinger, PF Leyvraz, JH Heegard, and DD Robertson. A mathematical model for the evaluation of the behaviour during flexion of condylar-type knee prostheses. *Journal of Biomechanics*, 22(11-12):1229–1241, 1989.
- [95] Benjamin J Fregly, Thor F Besier, David G Lloyd, Scott L Delp, Scott A Banks, Marcus G Pandy, and Darryl D D’lima. Grand challenge competition to predict in vivo knee loads. *Journal of Orthopaedic Research*, 30(4):503–513, 2012.

- [96] Azhar A Ali, Sami S Shalhoub, Adam J Cyr, Clare K Fitzpatrick, Lorrin P Maletsky, Paul J Rullkoetter, and Kevin B Shelburne. Validation of predicted patellofemoral mechanics in a finite element model of the healthy and cruciate-deficient knee. *Journal of biomechanics*, 49(2):302–309, 2016.
- [97] Robert J. Cooper, Ruth K. Wilcox, and Alison C. Jones. Finite element models of the tibiofemoral joint: A review of validation approaches and modelling challenges. *Medical Engineering Physics*, 74:1 – 12, 2019.
- [98] Qingen Meng, Zhongmin Jin, Ruth Wilcox, and John Fisher. Computational investigation of the time-dependent contact behaviour of the human tibiofemoral joint under body weight. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 228(11):1193–1207, 2014.
- [99] Mika E Mononen, Petri Tanska, Hanna Isaksson, and Rami K Korhonen. A novel method to simulate the progression of collagen degeneration of cartilage in the knee: data from the osteoarthritis initiative. *Scientific reports*, 6:21415, 2016.
- [100] R Shirazi and A Shirazi-Adl. Computational biomechanics of articular cartilage of human knee joint: effect of osteochondral defects. *Journal of biomechanics*, 42(15):2458–2465, 2009.
- [101] Rajshree Mootanah, Carl W Imhauser, Franziska Reisse, Diagarajen Carpanen, Robert W Walker, Matthew F Koff, Mark W Lenhoff, S Robert Rozbruch, Austin T Fragomen, Zarshah Dewan, et al. Development and validation of a computational model of the knee joint for the evaluation of surgical treatments for osteoarthritis. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 17(13):1502–1517, 2014.
- [102] Lasse P Räsänen, Petri Tanska, Štefan Zbýň, Corrinus C van Donkelaar, Siegfried Trattnig, Miika T Nieminen, and Rami K Korhonen. The effect of fixed charge density and cartilage swelling on mechanics of knee joint cartilage during simulated gait. *Journal of biomechanics*, 61:34–44, 2017.
- [103] Qingen Meng, Shuqiang An, Robin A Damion, Zhongmin Jin, Ruth Wilcox, John Fisher, and Alison Jones. The effect of collagen fibril orientation on the mechanical properties of knee joint cartilage. *Journal of biomechanics*, 61:45–53, 2017.

- tation on the biphasic mechanics of articular cartilage. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 65:439–453, 2017.
- [104] René De Borst, Mike A Crisfield, Joris JC Remmers, and Clemens V Verhoosel. *Nonlinear finite element analysis of solids and structures*. John Wiley & Sons, 2012.
  - [105] EDUARDO WALTER VIEIRA Chaves. Mecánica del medio continuo. *Modelos Constitutivos. CIMNE, Barcelona. Spain*, pages 978–984, 2014.
  - [106] Eduardo Chaves. *Mecánica del medio continuo: conceptos básicos*. Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingenieria, 2007.
  - [107] Anthony James Merrill Spencer et al. *Continuum theory of the mechanics of fibre-reinforced composites*, volume 282. Springer, 1984.
  - [108] Jeffrey A Weiss, Bradley N Maker, and Sanjay Govindjee. Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity. *Computer methods in applied mechanics and engineering*, 135(1-2):107–128, 1996.
  - [109] A Gerhard Holzapfel. *Nonlinear solid mechanics II*. John Wiley & Sons, Inc., 2000.
  - [110] Ronald E Walpole, Raymond H Myers, Sharon L Myers, and Keying Ye. Probabilidad y estadística para ingeniería y ciencias. Technical report, Pearson Educación México, 2007.
  - [111] Abby E Peters, Riaz Akhtar, Eithne J Comerford, and Karl T Bates. Tissue material properties and computational modelling of the human tibiofemoral joint: a critical review. *PeerJ*, 6:e4298, 2018.
  - [112] David L Butler, Matthew D Kay, and Donald C Stouffer. Comparison of material properties in fascicle-bone units from human patellar tendon and knee ligaments. *Journal of biomechanics*, 19(6):425–432, 1986.
  - [113] Lorenzo Chiari, Ugo Della Croce, Alberto Leardini, and Aurelio Capozzo. Human movement analysis using stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental errors. *Gait & posture*, 21(2):197–211, 2005.

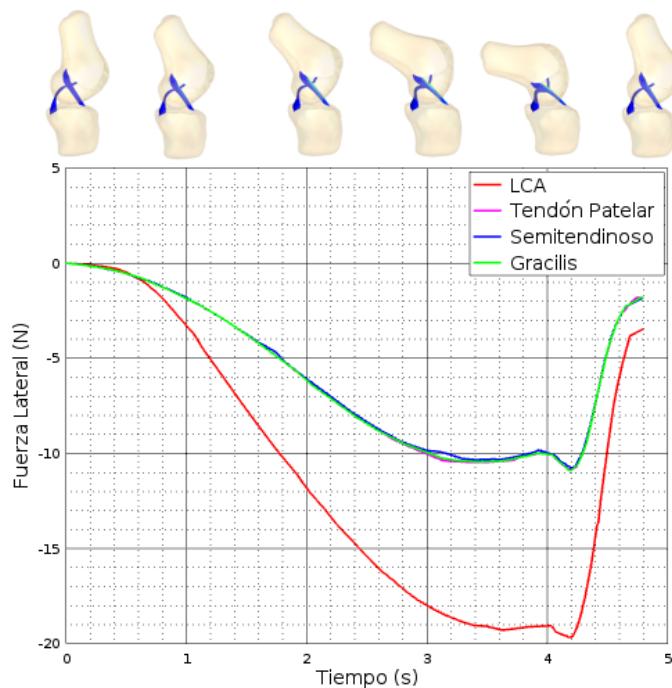
- [114] Felix Stief, Harald Böhm, Katja Michel, Ansgar Schwirtz, and Leonhard Döderlein. Reliability and accuracy in three-dimensional gait analysis: a comparison of two lower body protocols. *Journal of applied biomechanics*, 29(1):105–111, 2013.
- [115] Massoud Akbarshahi, Anthony G Schache, Justin W Fernandez, Richard Baker, Scott Banks, and Marcus G Pandy. Non-invasive assessment of soft-tissue artifact and its effect on knee joint kinematics during functional activity. *Journal of biomechanics*, 43(7):1292–1301, 2010.
- [116] Alberto Ferrari, Maria Grazia Benedetti, Esteban Pavan, Carlo Frigo, Dario Bettinelli, Marco Rabuffetti, Paolo Crenna, and Alberto Leardini. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. *Gait & posture*, 28(2):207–216, 2008.
- [117] Christophe Geuzaine and Jean-François Remacle. Gmsh: A 3-d finite element mesh generator with built-in pre-and post-processing facilities. *International journal for numerical methods in engineering*, 79(11):1309–1331, 2009.
- [118] Suzanne L Miller and James N Gladstone. Graft selection in anterior cruciate ligament reconstruction. *The Orthopedic clinics of North America*, 33(4):675–683, 2002.
- [119] Asheesh Bedi, Volker Musahl, Volker Steuber, Daniel Kendoff, Dan Choi, Answorth A Allen, Andrew D Pearle, and David W Altchek. Transtibial versus anteromedial portal reaming in anterior cruciate ligament reconstruction: an anatomic and biomechanical evaluation of surgical technique. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 27(3):380–390, 2011.
- [120] Jeremy Suggs, Conrad Wang, and Guoan Li. The effect of graft stiffness on knee joint biomechanics after acl reconstruction—a 3d computational simulation. *Clinical Biomechanics*, 18(1):35–43, 2003.
- [121] David Jorge Carvalho Fernandes. Finite element analysis of the acl-deficient knee. *Lisbon: University of Lisbon*, 2014.

## **APÉNDICES**

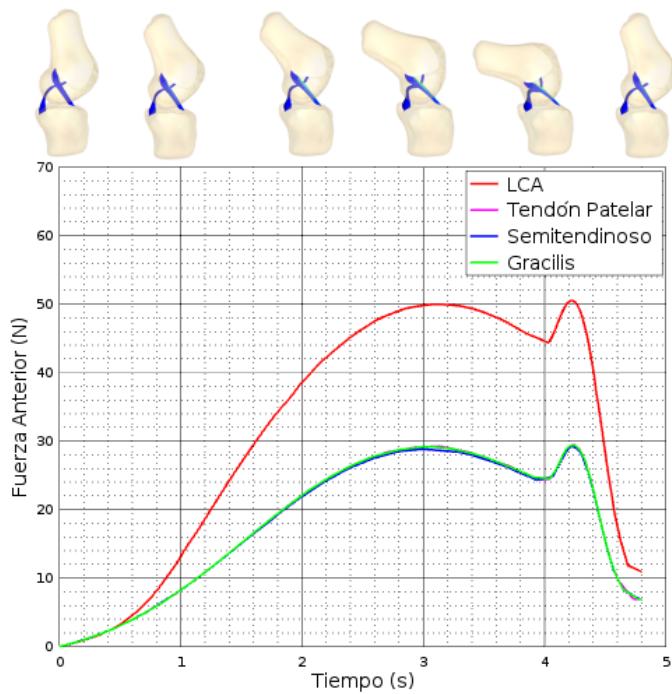
# Apéndice 1

## Material anexo

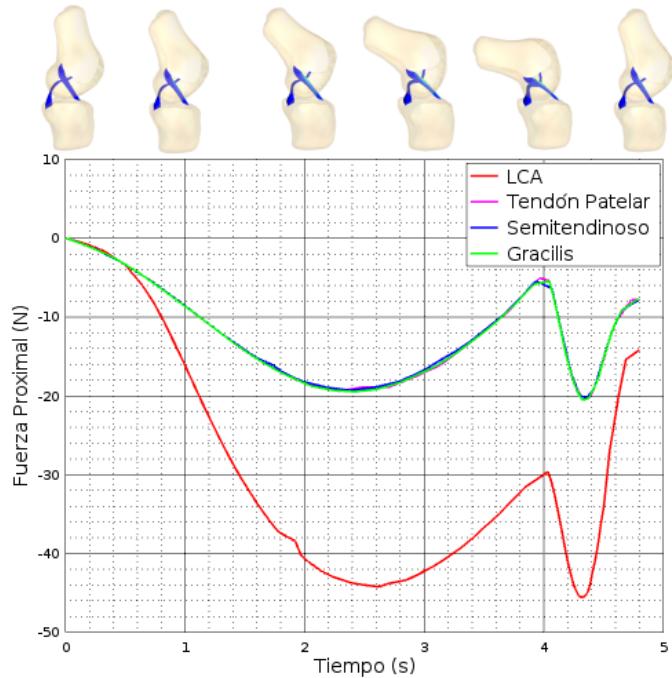
A continuación se presentan las gráficas que comparan las cargas generadas por las reconstrucciones de LCA en el centro de la inserción original, modeladas con diferentes materiales al variar sus propiedades.



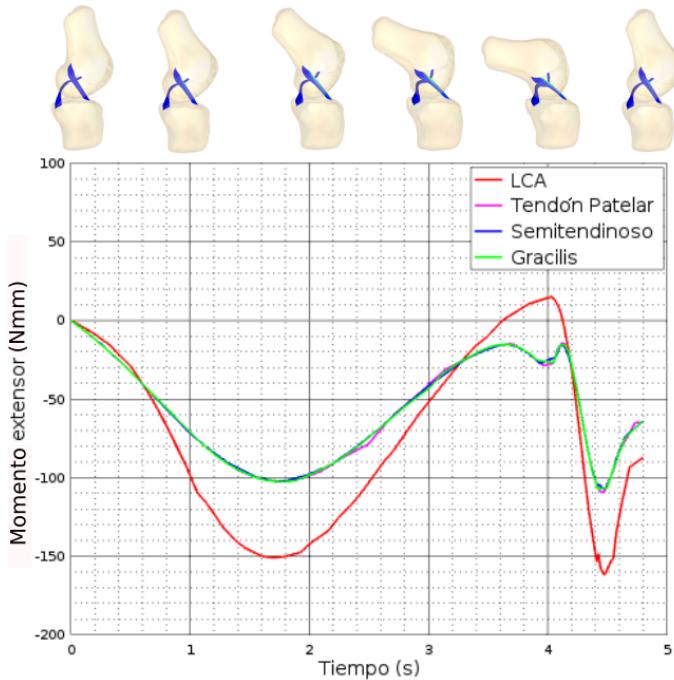
**Figura 1.1:** Comparación de la Fuerza Lateral para reconstrucciones con diferente material.



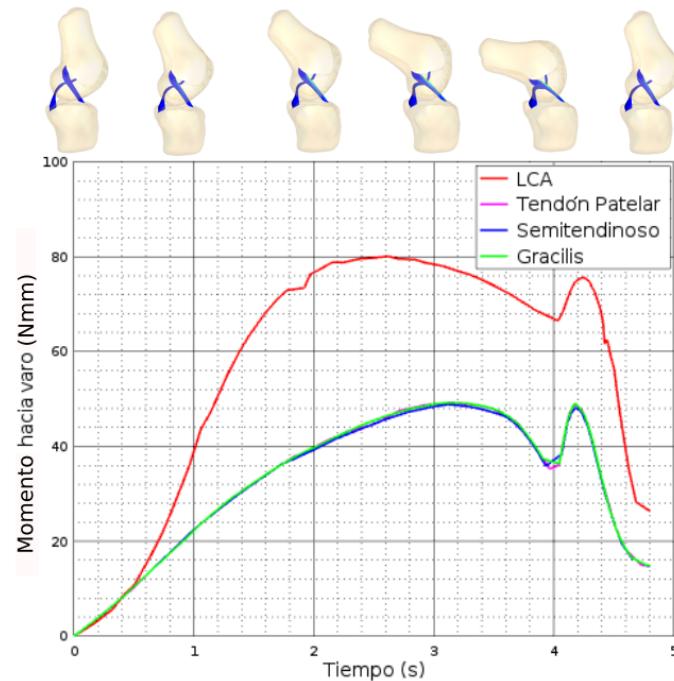
**Figura 1.2:** Comparación de la Fuerza Anterior para reconstrucciones con diferente material.



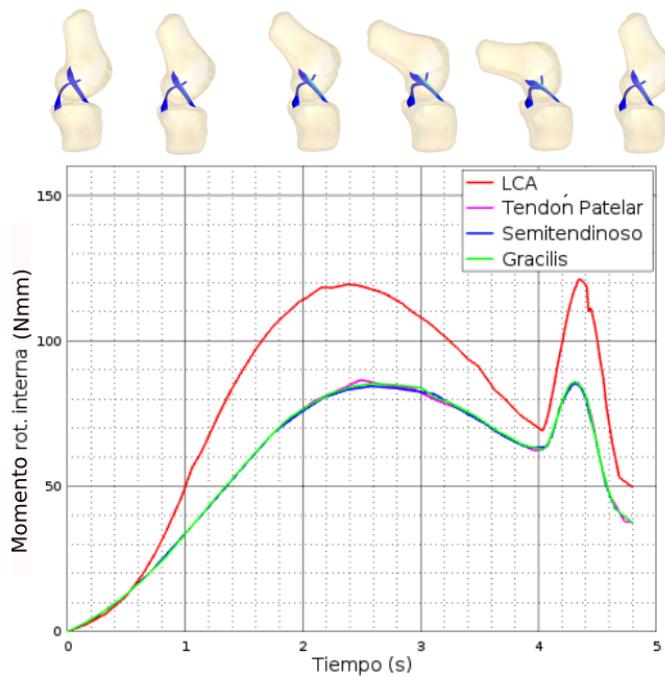
**Figura 1.3:** Comparación de la Fuerza Proximal para reconstrucciones con diferente material.



**Figura 1.4:** Comparación del Momento Extensor para reconstrucciones con diferente material.



**Figura 1.5:** Comparación del Momento de Varo-Valgo para reconstrucciones con diferente material



**Figura 1.6:** Comparación del Momento de Rotación Interna-Externa para reconstrucciones con diferente material