

Banco de ensayos sensorizado de rodilla para la validación experimental de simulaciones de tratamientos

F. Michaud¹, F. Mouzo¹, A. López Varela¹, U. Lugrís¹, D. Dopico¹, J. Cuadrado¹

¹Laboratorio de Ingeniería Mecánica, Campus Industrial de Ferrol, Universidade da Coruña. florian.michaud@udc.es, francisco.mouzo@udc.es, alvaro.lopez1@udc.es, urbano.lugris@udc.es, daniel.dopico@udc.es, javier.cuadrado@udc.es

La artroplastia total de rodilla busca aliviar el dolor y restaurar la función de la articulación afectada mediante implantes artificiales. A pesar de los avances en diseño y técnicas quirúrgicas, existen complicaciones asociadas con la cirugía, especialmente con la patela. El uso de modelos musculoesqueléticos en cirugía ortopédica permite predecir objetivamente la función postoperatoria y optimizar los resultados para cada paciente. Aunque se han logrado avances en la obtención de geometría ósea en 3D y la estimación de fuerzas de contacto, la validación de estas predicciones ha sido limitada debido a la falta de mediciones directas in vivo y a las restricciones económicas y éticas asociadas con las alternativas disponibles. En este estudio, se transformó una estación de entrenamiento comercial para cirujanos en un banco de ensayos sensorizado. Utilizando un gemelo digital y tecnologías como impresión 3D, captura de movimiento y sensores de fuerza, se pudieron validar los resultados obtenidos de la simulación por ordenador (movimiento y fuerzas sobre la patela) con mediciones experimentales.

1. Introducción

Los objetivos de la artroplastia total de rodilla (ATR) son aliviar el dolor y restaurar la función de la articulación afectada, mejorando así la calidad de vida del paciente [1]. Estos objetivos se logran mediante la sustitución de las superficies desgastadas y dañadas de la articulación de la rodilla con componentes artificiales. La ATR es un procedimiento quirúrgico eficaz y comúnmente utilizado para tratar afecciones como la osteoartritis severa, la artritis reumatoide y otras enfermedades degenerativas de la rodilla. A pesar de los avances en el diseño de implantes y técnicas quirúrgicas, todavía se observan numerosas complicaciones en la ATR, y aproximadamente el 10% de ellas están asociadas con complicaciones patelares que pueden requerir procedimientos quirúrgicos adicionales [2]. Obtener una trayectoria de la patela adecuada es uno de los objetivos más importantes de la ATR, ya que una trayectoria de la patela deficiente puede dar lugar a un aumento de las presiones de contacto postoperatorias, inclinación patelar, subluxación o dislocación de la rótula [3]. El uso de modelos musculoesqueléticos para simular cirugías ortopédicas ofrece la posibilidad de predecir de manera objetiva la función posterior al tratamiento, y permite a los médicos explorar diferentes opciones de tratamiento, reducir el nivel de subjetividad en la planificación del tratamiento, y optimizar los resultados clínicos para cada paciente de forma individualizada [4]. Sin embargo, a pesar del gran potencial de esta técnica, la comunidad investigadora ha logrado progresos limitados en la validación de estas predicciones debido a la falta de mediciones directas in vivo [5], restringidas por cuestiones tecnológicas y éticas.

Históricamente, para evitar mediciones invasivas in vivo en seres humanos, se han utilizado datos de cadáveres para obtener información genérica del modelo, lo cual presenta desafíos relacionados con la escalabilidad, los límites de aplicabilidad práctica, los costos y el cumplimiento ético [6], [7]. En las últimas décadas, gracias a los avances tecnológicos, algunos grupos de investigación han realizado mediciones internas in vivo, como la obtención de la geometría ósea en 3D a partir de imágenes médicas [8], la evaluación de la cinemática articular mediante fluoroscopia [9], la medición de las fuerzas de contacto entre el fémur y la tibia utilizando implantes instrumentados [4], [10]–[12], o, más recientemente, la evaluación de las fuerzas en los tendones mediante tensiómetros de ondas cortantes [13]. Aunque algunas iniciativas de la comunidad investigadora permiten el intercambio de información de ciertas mediciones in vivo [4], la realidad es que sólo unos pocos grupos de investigación cuentan con los recursos financieros, experimentales y clínicos necesarios para lograr avances significativos en este campo.

Las limitaciones observadas para la validación de la simulación por ordenador pueden compararse con las limitaciones de los entrenamientos de cirugía de trauma. Es crucial que los nuevos cirujanos adquieran habilidades prácticas y experiencia en la realización de procedimientos quirúrgicos antes de trabajar con pacientes reales [14], [15]. El uso de cadáveres humanos para entrenamiento está limitado por altos costos, baja accesibilidad, estados no patológicos y consideraciones éticas [15]. En el campo de la cirugía ortopédica, se pueden encontrar diversos simuladores y estaciones de trabajo diseñados para simular procedimientos específicos. Estos modelos suelen incluir réplicas anatómicas, instrumentos quirúrgicos especializados y características interactivas que permiten a los cirujanos practicar y mejorar sus habilidades.

En este trabajo, con el fin de validar de forma experimental simulaciones por ordenador de la trayectoria de la patela tras ATR, se adaptó una estación de entrenamiento comercial para la liberación de ligamentos de la rodilla [16], que recrea una pierna humana. Esta herramienta se compone de unos soportes metálicos articulados para la cadera y el pie, y de unos insertos reemplazables para la articulación de la rodilla. Con el fin de obtener una réplica virtual del sistema, conocida como gemelo digital, se aplicaron de forma virtual las geometrías de los implantes y se imprimieron en 3D los huesos cortados resultantes, colocando implantes reales de tibia y fémur en los modelos físicos de huesos respectivos. Un botón protésico rotuliano se acopló a un sensor de presión, unido a la tibia mediante un resorte y al fémur mediante otro de menor rigidez. Los resortes representaban al tendón rotuliano y al tendón del cuádriceps, respectivamente, y estaban conectados en serie a sendas células de carga para medir sus tensiones. Los movimientos de fémur, tibia y rótula fueron registrados por un sistema óptico de captura de movimiento. El movimiento registrado de fémur y tibia se utilizó como entrada para la simulación. El movimiento registrado de la rótula se empleó, por un lado, para aproximar su posición inicial en la simulación, y, por otro, y en combinación con las fuerzas registradas por el sensor de presión y las células de carga, para validar los resultados obtenidos de la simulación, llevada a cabo mediante una librería de desarrollo propio [17], [18].

2. Materiales y métodos

2.1. Banco de ensayos

La estación de entrenamiento comercial (Mita Collateral Ligament Release Workstation, Bristol, Reino Unido) para la liberación de ligamentos de la rodilla [16] que se muestra en la Figura 1 se adaptó para este trabajo. Se aprovechó la estructura comercial que recrea una pierna humana (base con articulación esférica para la cadera, soportes metálicos negros para los huesos y pie de polipropileno), se sustituyeron los insertos reemplazables de rodilla por unos huesos impresos en 3D con sus respectivos implantes, y se agregaron varios sensores.

A partir de las imágenes médicas de un paciente, es posible obtener los modelos CAD personalizados de sus huesos. Y, sobre esos modelos, es posible aplicar tratamientos y simular sus efectos de manera virtual. Por su parte, la impresión 3D permite obtener los modelos físicos de dichos huesos con el tratamiento aplicado, por lo que se dispone de dos modelos gemelos, uno digital y otro físico. En este trabajo, se abordó el caso de la ATR. Por lo tanto, se aplicaron de forma virtual las geometrías de los implantes y se imprimieron en 3D (Prusa I3 MK3S, Praga, República Checa) los huesos cortados resultantes, colocando implantes comerciales (Microport®) de tibia y fémur en los modelos de huesos respectivos.

Los sensores de movimiento y fuerza hacen posible la reproducción del movimiento en el modelo virtual, el ajuste de los parámetros de la simulación, y la validación experimental de los resultados obtenidos. Los movimientos de fémur, tibia y rótula son registrados por un sistema óptico de captura de movimiento. Se colocaron un total de seis marcadores ópticos para registrar el movimiento de los tres sólidos que constituyen el sistema (se utilizaron dos marcadores adicionales para determinar el punto de fijación del mecanismo mediante una captura de calibración). Debido al carácter preliminar de este trabajo, se liberaron los ligamentos cruzados y se consideraron los ligamentos laterales como cuerpos rígidos (para evitar el contacto entre los implantes de fémur y tibia), permitiendo así un único grado de libertad en la rodilla, además de las tres rotaciones en la cadera. Por su parte, la patela se consideró un sólido totalmente libre, en contacto con el implante femoral, unido a la tibia mediante un resorte (Figura 1, Resorte 1) y al fémur mediante otro de menor rigidez (Figura 1, Resorte 2).

Los resortes representaban al tendón rotuliano y al tendón del cuádriceps, respectivamente, y fueron conectados en serie con sendas células de carga, con el fin de medir sus tensiones (Figura 1). Para la patela, como se ve en la Figura 2, se acopló un botón protésico rotuliano a un sensor de presión a través de unos soportes impresos en 3D a los que se pegaron marcadores ópticos. Con el fin de imitar el efecto lubricante del líquido sinovial en la articulación, se agregó lubricante sobre las superficies en contacto.

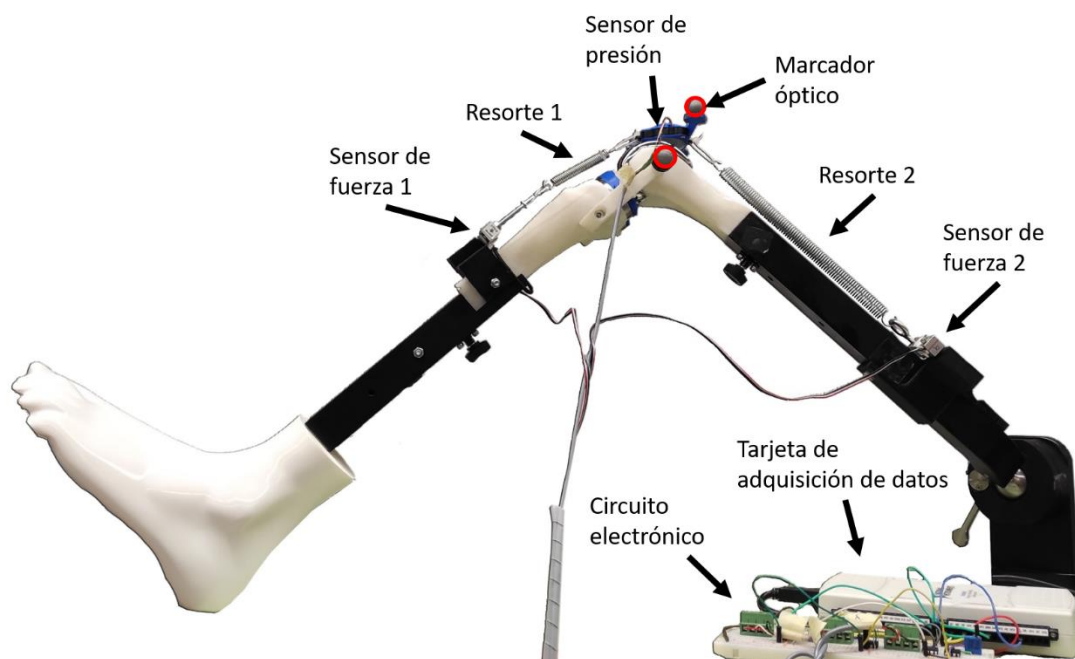


Figura 1: Banco de ensayos sensorizado.

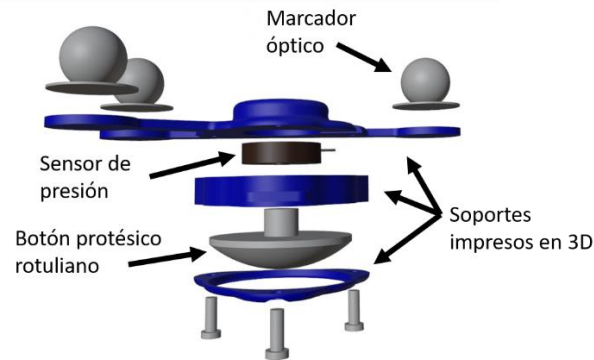


Figura 2: Patela sensorizada.

2.2. Movimiento y recopilación de datos experimentales

La trayectoria de la patela se define como el movimiento de la rótula respecto al surco femoral durante la flexión y extensión de la rodilla [19]. Tradicionalmente, la evaluación de la trayectoria de la patela se realiza de manera subjetiva por el cirujano durante la operación, basándose en la visualización directa [20]. Después de colocar los implantes en los huesos correspondientes, el cirujano realiza flexiones y extensiones manuales de la rodilla del paciente anestesiado, para observar el rango de movimiento de la articulación y evaluar la trayectoria de la patela después del tratamiento aplicado.

En este estudio, se realizaron manualmente flexiones y extensiones de rodilla para observar la trayectoria de la patela. Se registró la posición de los marcadores ópticos utilizando 18 cámaras infrarrojas (OptiTrack FLEX 3, Natural Point, Corvallis, OR, USA) con una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Además, se registraron las tensiones de los resortes mediante dos células de carga a tracción (RB-Phi-119, Phidgets, Calgary, Canadá), y la presión del botón protésico sobre el fémur utilizando una célula de carga compacta de presión (FX29, TE Connectivity, Wört, Alemania), también con una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Se aplicó un filtro Butterworth de segundo orden, con una frecuencia de corte de 12 Hz, a las trayectorias de los marcadores capturadas ópticamente [21], y se aplicó un análisis del espectro singular (SSA) [22] con longitud de la ventana de 30 a las medidas de fuerzas.

2.3. Modelo computacional

El modelo de pierna considerado en este trabajo constaba de tres sólidos rígidos: el fémur, el conjunto pie-tibia y la rótula. Las geometrías 3D eran idénticas a las piezas físicas, tanto para los soportes como para los huesos y los implantes. Mientras que el fémur estaba fijado en la articulación de la cadera y podía rotar en las tres direcciones, la articulación entre el fémur y la tibia se modelizó como una bisagra alrededor del eje mecánico identificado por dos marcadores ópticos situados a los lados de la rodilla (Figura 3, en amarillo). Así, tanto el mecanismo real de la pierna como el virtual tenían cuatro grados de libertad: tres en la cadera y uno en la rodilla. Por su parte, la rótula era un sólido libre con sus seis grados de libertad, que interactuaba con la pierna a través de dos muelles lineales (Figura 3, líneas rojas: uno fijado al fémur y otro a la tibia) y el contacto con el implante femoral.

Los parámetros físicos de los sólidos (masas, inercias, coordenadas locales de los puntos, etc.) se estimaron a partir de los modelos CAD en Solidworks, y se introdujeron, junto con las restricciones mecánicas del sistema, en una librería de desarrollo propio [17]. Los parámetros mecánicos de los muelles se estimaron a partir de las posiciones y fuerzas registradas experimentalmente.

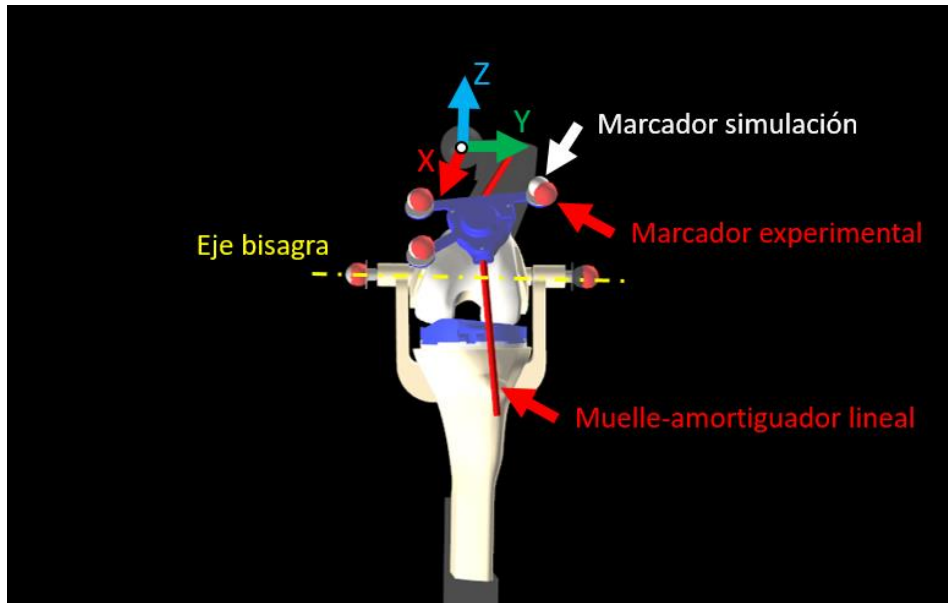


Figura 3: Modelo computacional.

2.4. Simulación

2.4.1 Formulación

La formulación de la dinámica de sistemas multicuerpo elegida para este trabajo fue la formulación ALI3-P, explicada en [23], y desarrollada a lo largo de muchos años como una evolución de las presentadas en [24] y [25]. Es una formulación Lagrangiana Aumentada de índice 3 en coordenadas mixtas (naturales más relativas), con proyecciones de velocidades y aceleraciones sobre los subespacios de las restricciones. El esquema de integración adoptado para la simulación fue el integrador de Newmark [26]. Para obtener una descripción completa de la formulación para sistemas holonómicos y no holonómicos, se remite al lector a [23].

2.4.2 Guiado

Las posiciones y orientaciones de los sólidos se obtuvieron a partir de las posiciones de los marcadores grabadas por las cámaras. Para lograr esto, se utilizó el enfoque tradicional descrito por Vaughan [27], que consiste en: (i) seleccionar tres entidades no colineales, que pueden ser marcadores o articulaciones ya ubicadas, dentro de cada segmento; (ii) definir un marco de referencia ortogonal para el segmento correspondiente, basado en las tres entidades seleccionadas; (iii) utilizar ecuaciones de correlación para estimar la posición y orientación del sólido.

Los movimientos de fémur y tibia registrados por el sistema óptico de captura de movimiento se utilizaron como entrada para la simulación. Por lo tanto, los cuatro ángulos libres de la pierna (tres en la cadera y uno en la rodilla) fueron guiados con los valores experimentales. Los movimientos registrados de la rótula sirvieron para validar experimentalmente los resultados de la simulación (Figura 3, marcadores rojos), así como para aproximar la rótula a su posición de equilibrio estático inicial, que debía ser determinada.

2.4.2 Equilibrio estático

Para llevar a cabo una simulación de la dinámica de un sistema multicuerpo, es necesario obtener un conjunto de posiciones y velocidades iniciales que cumplan con las ecuaciones de restricción, tanto a nivel de posición como de velocidad. Además, en aquellos sistemas multicuerpo que poseen una posición de equilibrio estático definida, resulta conveniente iniciar la simulación desde dicha posición de equilibrio estático. Ello implica resolver las ecuaciones de equilibrio estático del sistema para conocer la posición de equilibrio. Lamentablemente, cuando el sistema involucra cuerpos en contacto, la solución del problema de posición de equilibrio estático se vuelve muy compleja, pudiendo incluso existir varias soluciones.

En este trabajo, las ecuaciones de equilibrio estático se obtuvieron al eliminar las aceleraciones y las fuerzas dependientes de la velocidad en las ecuaciones del movimiento, es decir, al resolver

$$[\Phi_q^T \lambda^{*(i+1)} + \Phi_q^T \alpha \Phi]_0 = \mathbf{Q}_0, \quad (1a)$$

$$\lambda^{*(i+1)} = \lambda_0^{*(i)} + \alpha \Phi_0^{(i+1)}; i > 0, \quad (1b)$$

donde $i = 0, 1, 2, \dots$, mientras que el subíndice 0 en las expresiones de (1) indica que todas las magnitudes se evalúan en el instante inicial.

Para la solución del sistema no lineal (1), se puede utilizar una iteración de Newton-Raphson, similar a la utilizada para resolver las ecuaciones de movimiento [28].

2.4.3 Modelo de contacto

El enfoque propuesto en este trabajo para abordar el problema del contacto entre la rótula y el implante del fémur consta de dos modelos diferentes: el modelo de fuerza normal (perpendicular a las superficies en contacto, Figura 4, en verde), y el modelo de fuerza tangencial (tangente a las superficies en contacto). El modelo de fuerza normal elegido para este trabajo fue el modelo de Flores [29]. El modelo de fuerza tangencial fue el propuesto en [30] y se basa en la ley de Coulomb, que incluye la adherencia estática (stiction) más un término de fricción viscosa.

Debido a que los cuerpos en colisión tenían geometrías 3D complejas, se requirió un algoritmo de detección de colisiones general. Se utilizó un algoritmo de contacto malla-malla (triangular). Las mallas triangulares de los objetos en colisión (Figura 4) se obtuvieron en formatos obj o stl a partir de los archivos CAD nativos de los cuerpos.

El algoritmo verificaba si existía penetración entre los triángulos y encontraba los puntos de contacto correspondientes, calculando la máxima indentación. A partir de esa información, y para cada contacto detectado, calculaba la fuerza normal y la fuerza tangencial de fricción, utilizando los modelos de contacto mencionados anteriormente.

Todos estos métodos fueron implementados en la librería de desarrollo propio [17]. Para obtener una descripción más detallada y completa de los modelos, se remite al lector a [28].

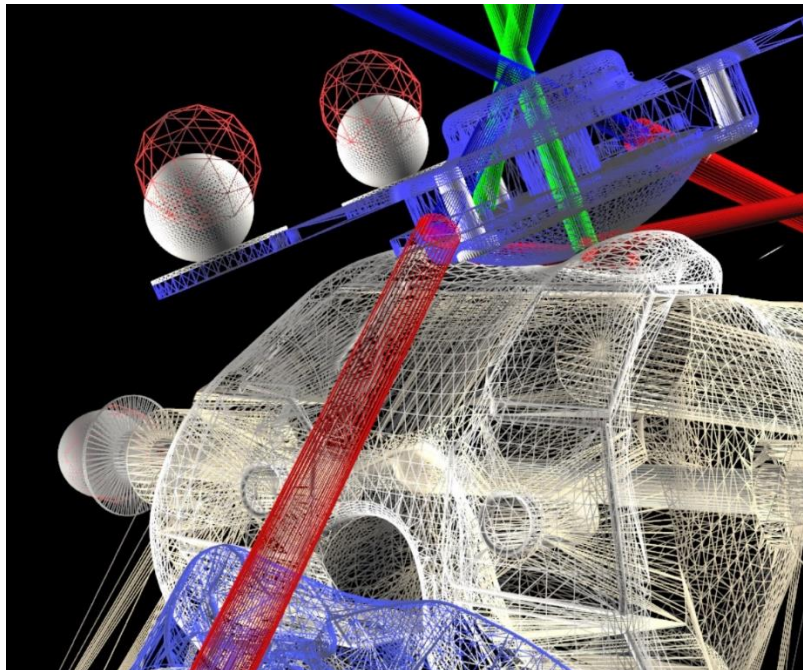


Figura 4: Contactos entre el botón protésico rotuliano y el implante femoral (vectores verdes).

2.4.4 Validación experimental

Con el fin de validar los resultados obtenidos por la simulación por ordenador, se utilizaron las mediciones experimentales registradas como referencia. Se compararon las fuerzas aplicadas a la patela, evaluando las fuerzas de los muelles con las mediciones de las células de carga, y las fuerzas de contacto (sólo la componente normal) con el sensor de presión. También se comparó la posición de la patela durante el movimiento, comparando las coordenadas relativas al fémur (para evitar acumulación de errores) del centro del botón protésico rotuliano con las registradas por el sistema de captura óptica. El error se cuantificó calculando la raíz del error cuadrático medio (RMSE) entre los pares de conjuntos de datos. Como la zona de contacto había sido lubricada en el banco de ensayos, se simuló los contactos entre los cuerpos con y sin fuerzas tangenciales de fricción para comparar los resultados obtenidos.

3. Resultados

Los resultados indicaron que las fuerzas obtenidas mediante simulación por ordenador (Figura 5; azul: sin rozamiento; amarillo: con rozamiento) seguían un patrón similar a los valores obtenidos por mediciones experimentales (Figura 5, rojo). Las fuerzas de los muelles en el instante inicial (con la pierna en extensión) fueron aproximadas con gran precisión (menos de 0.16N de error), mientras que la fuerza de contacto fue subestimada (-1.73 N). Durante la flexión de rodilla, las fuerzas de los muelles aumentaron y generaron más presión sobre la patela. Sin fricción, se estimaron con buena precisión tanto el valor máximo de la fuerza del muelle unido al fémur como del contacto de la patela con el implante del fémur, con errores de 1.27% y 3.04%, respectivamente. Aunque el valor máximo de la fuerza del muelle unido a la tibia mostró un error inferior a 0.90 N, se observó que, durante la flexión, el incremento de su valor fue superior al registrado experimentalmente.

Al añadir las fuerzas de fricción, se logró una mejor correlación entre ambas curvas (Figura 5, curvas roja y amarilla) durante la flexión, pero la estimación de las fuerzas máximas se vio perjudicada con un incremento del error cometido. La fuerza máxima del muelle unido al fémur y del contacto de la patela con fricción se sobrestimaron, con errores del 4.09% y del 5.31%, respectivamente. La fuerza máxima del muelle unido a la tibia se subestimó con un error del 6.41%. Del mismo modo, el RMSE obtenido para las fuerzas fue menor sin la fricción que con ella (Tabla 1). Sin fricción, los RMSE de la fuerza de contacto de la patela, del muelle de la tibia y del muelle del fémur fueron de 0.97 N, 1.11 N y 0.33 N, respectivamente. Con fricción, esos valores aumentaron a 1.82 N, 1.36 N y 0.40 N.

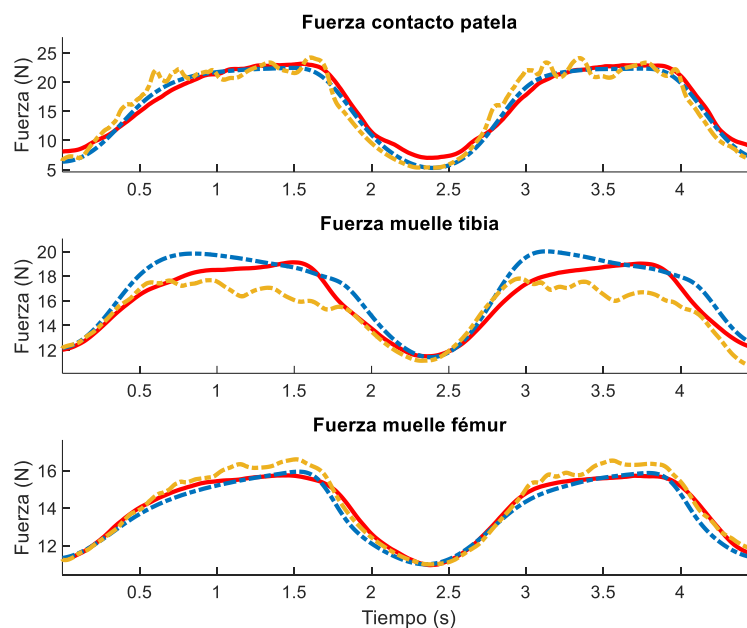


Figura 5: Comparación entre fuerzas de experimento (rojo) y fuerzas de simulación (azul: sin rozamiento, amarillo: con rozamiento).

Tabla 1: Comparación de los errores de simulación respecto a los datos experimentales.

		Simulación	
		sin fricción	con fricción
RMSE	Fuerza contacto (N)	0.97	1.82
	Fuerza muelle tibia (N)	1.11	1.36
	Fuerza muelle fémur (N)	0.33	0.40
	Coord. X (mm)	2,92	1,79
	Coord. Y (mm)	3,27	3,00
	Coord. Z (mm)	2,64	2,51
Error medio	Distancia (mm)	4,93	4,14

El movimiento simulado de la rótula también mostró ligeras diferencias en comparación con el registrado por el sistema de captura óptico (Figura 6). Se pudo observar que, en ambas simulaciones, la rótula inició su movimiento con un error de posición de 2.62 mm, lo cual se reflejó en un desplazamiento en las tres coordenadas del punto estudiado. Aunque este error alcanzó un valor máximo de 7.33 mm y 7.88 mm para la simulación con y sin rozamiento, respectivamente, el error promedio cometido fue de sólo 4.14 mm y 4.93 mm para las mismas (Tabla

1). Con rozamiento, el RMSE se mantuvo por debajo de 3 mm para las tres coordenadas, y, sin rozamiento, por debajo de 3.27 mm (Tabla 1).

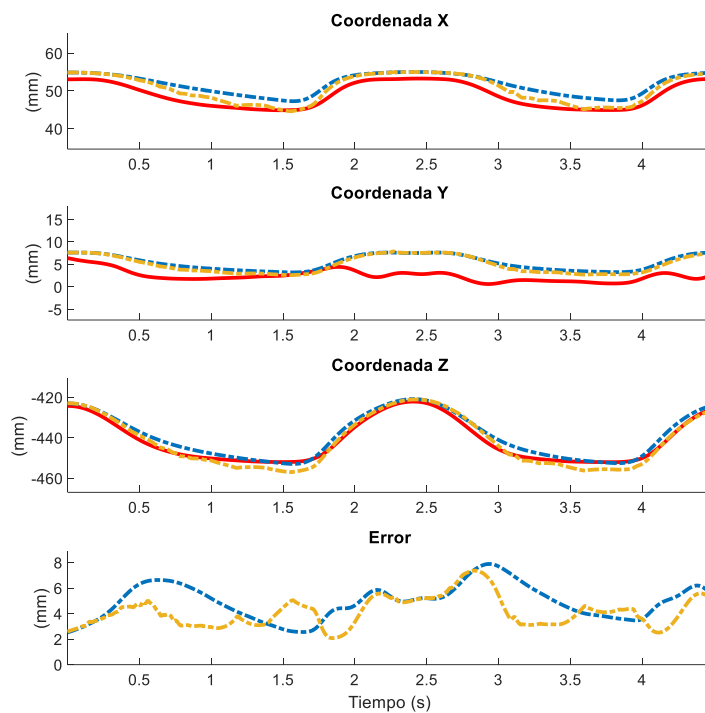


Figura 6: Comparación posiciones patela experimentales (rojo) y posiciones obtenidas por la simulación (azul: sin rozamiento, amarillo: con rozamiento).

4. Discusión

En este estudio, se transformó una estación de entrenamiento comercial para cirujanos en un banco de pruebas equipado con sensores. Se utilizaron tecnologías como la impresión 3D, la captura de movimiento y los sensores de fuerza, junto con un modelo virtual, para evaluar los resultados de la simulación por ordenador mediante mediciones experimentales. Aunque el sistema fue simplificado para esta fase preliminar, el comportamiento mecánico presentado fue bastante complejo debido a los contactos entre cuerpos, lo que resultó en una solución de la posición de equilibrio estático compleja y la existencia de múltiples posiciones de equilibrio [18].

Los resultados obtenidos mostraron que las fuerzas simuladas por ordenador seguían un patrón similar a las fuerzas medidas experimentalmente. En el instante inicial, las fuerzas de los muelles se aproximaron con alta precisión, aunque se subestimó ligeramente la fuerza de contacto. Esta diferencia pudo ser el resultado de pequeñas diferencias en la posición de equilibrio, pequeñas discrepancias en los parámetros de los muelles, y posibles imprecisiones del sensor para fuerzas pequeñas. También se observó una ligera diferencia en la posición inicial de la patela en comparación con la posición registrada por el sistema de captura óptica. Al intentar situar la patela en la posición inicial registrada experimentalmente, se observó que las geometrías 3D de la rótula y el implante del fémur no estaban en contacto, sino que presentaban una pequeña separación de varios milímetros. Esto podría deberse a defectos en la impresión 3D, imprecisiones en las mediciones ópticas agravadas por su procesamiento y la reconstrucción del movimiento de los sólidos a partir de ellas, lo que impidió obtener resultados exactos. Si bien el sistema de captura de movimiento óptico se considera como referencia en términos de precisión [31], es bastante razonable obtener errores de un par de milímetros dentro un volumen de captura de más de 20 m³ con marcadores de 14 mm de diámetro.

A medida que la rodilla se flexionaba, las fuerzas de los muelles aumentaban, generando mayor presión sobre la patela. Sin fricción, se estimó con buena precisión el valor máximo de las fuerzas. Sin embargo, se observó que el incremento en la fuerza del muelle unido a la tibia durante la fase de flexión era más significativo que el registrado experimentalmente.

Al agregar las fuerzas de fricción, se logró una mejor correlación entre las curvas simuladas y experimentales durante esta fase, así como una disminución del error en la posición de la patela a lo largo de la simulación. Ambos fenómenos están relacionados, ya que la fuerza de los muelles está directamente relacionada con la posición de la patela. El rozamiento permitió situar la patela en otro punto de equilibrio inicial, lo que generó fuerzas diferentes sobre ella. Sin embargo, al introducir las fuerzas de fricción se obtuvieron resultados más ruidosos debido a las

discontinuidades causadas por la alternancia entre adherencia y deslizamiento. Se probaron manualmente varios valores para los parámetros del modelo de contacto con fricción, pero no se lograron mejores resultados que los mostrados en este trabajo.

A pesar de estas pequeñas diferencias, que son comunes entre el mundo real y el virtual, los resultados obtenidos fueron muy satisfactorios y permitieron validar los modelos utilizados en el estudio. Estos resultados también abrirán la puerta a nuevas implementaciones y proporcionarán una herramienta de divulgación para los profesionales del sector sanitario.

Como trabajo futuro, se buscará optimizar los parámetros de los muelles alrededor de los valores obtenidos mediante la calibración, con el objetivo de mejorar los resultados y minimizar el RMSE de las fuerzas. Adicionalmente, se tratará de optimizar los parámetros relacionados con la fricción. Una vez ajustados los parámetros, se realizarán pruebas para simular varias configuraciones modificando la orientación del eje de la bisagra. Además, se considerará aumentar el nivel de detalle del sistema para reflejar la anatomía con mayor fidelidad, incluyendo el uso de muelles con propiedades más similares a las de los tendones, y la consideración del contacto entre tibia y fémur, entre otros aspectos.

Por último, mencionar que, si bien la combinación de modelos impresos en 3D y sensores puede ser utilizada para obtener mediciones de representaciones físicamente realistas de patologías óseas y tratamientos, la simulación por ordenador se muestra como una herramienta mucho más económica y rápida de utilizar, una vez implementada.

5. Conclusiones

Este estudio preliminar arrojó resultados prometedores y permitió validar la simulación por ordenador del movimiento y fuerzas de la patela realizada con una librería de desarrollo propio. El uso de modelos impresos en 3D y sensores permitió trabajar con gemelos digitales para la validación experimental de bajo costo y evitando problemas éticos. En trabajos futuros, se buscará aumentar el nivel de detalle del sistema para que refleje la anatomía con una mayor fidelidad.

6. Agradecimientos

Este trabajo fue financiado por la empresa Pixee Medical en el marco del proyecto OTR0123. Además, F. Michaud desea agradecer el apoyo de la Xunta de Galicia y del Campus Industrial de Ferrol a través del contrato de investigación posdoctoral 2022/CP/048.

7. Referencias

- [1] B. Tekin, B. Ünver, and V. Karatosun, "Expectations in patients with total knee arthroplasty," *Acta Orthop. Traumatol. Turc.*, vol. 46, no. 3, pp. 174–180, 2012, doi: 10.3944/AOTT.2012.2655.
- [2] S. Putman, F. Boureau, J. Girard, H. Migaud, and G. Pasquier, "Patellar complications after total knee arthroplasty," *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, vol. 105, no. 1, pp. S43–S51, 2019, doi: 10.1016/j.otsr.2018.04.028.
- [3] N. Goyal, W. Y. Matar, and J. Parvizi, "Assessing patellar tracking during total knee arthroplasty: a technical note," *Am. J. Orthop. (Belle Mead, NJ)*, vol. 41, no. 10, pp. 450–1, Oct. 2012, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23376987>
- [4] B. J. Fregly *et al.*, "Grand challenge competition to predict in vivo knee loads," *J. Orthop. Res.*, vol. 30, no. 4, pp. 503–513, Apr. 2012, doi: 10.1002/jor.22023.
- [5] B. J. Fregly, "A Conceptual Blueprint for Making Neuromusculoskeletal Models Clinically Useful," *Appl. Sci.*, vol. 11, no. 5, p. 2037, 2021, doi: 10.3390/app11052037.
- [6] M. Fischer, E. De Pieri, M. Lund, P. Damm, S. Ferguson, and K. Radermacher, "Impact of Underlying Cadaver Data on the Validity of Musculoskeletal Multibody Simulations," no. July, pp. 1–2, 2019, doi: 10.1114/1.1355277.5.
- [7] S. Tesfaye *et al.*, "Assessment of Ethical Compliance of Handling and Usage of the Human Body in Anatomical Facilities of Ethiopian Medical Schools," *Pragmatic Obs. Res.*, vol. Volume 12, pp. 65–80, Jul. 2021, doi: 10.2147/POR.S321646.
- [8] J. M. Stephen, J. D. Calder, A. Williams, and H. El Daou, "Comparative accuracy of lower limb bone geometry determined using MRI, CT, and direct bone 3D models," *J. Orthop. Res.*, vol. 39, no. 9, pp. 1870–1876, Sep. 2021, doi: 10.1002/jor.24923.

- [9] J. B. Stiehl, R. D. Komistek, D. A. Dennis, R. D. Paxson, and W. A. Hoff, "Fluoroscopic analysis of kinematics after posterior-cruciate-retaining knee arthroplasty.," *J. Bone Joint Surg. Br.*, vol. 77, no. 6, pp. 884–9, Nov. 1995, [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7593100>
- [10] B. W. Stansfield, A. C. Nicol, J. P. Paul, I. G. Kelly, F. Graichen, and G. Bergmann, "Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb," *J. Biomech.*, vol. 36, no. 7, pp. 929–936, Jul. 2003, doi: 10.1016/S0021-9290(03)00072-1.
- [11] D. D. D'Lima, C. P. Townsend, S. W. Arms, B. A. Morris, and C. W. Colwell, "An implantable telemetry device to measure intra-articular tibial forces," *J. Biomech.*, vol. 38, no. 2, pp. 299–304, Feb. 2005, doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.02.011.
- [12] I. Kutzner *et al.*, "Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects," *J. Biomech.*, vol. 43, no. 11, pp. 2164–2173, Aug. 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.03.046.
- [13] J. A. Martin *et al.*, "Gauging force by tapping tendons," *Nat. Commun.*, vol. 9, no. 1, p. 1592, Apr. 2018, doi: 10.1038/s41467-018-03797-6.
- [14] R. Lee *et al.*, "A systematic review of simulation-based training tools for technical and non-technical skills in ophthalmology," *Eye*, vol. 34, no. 10, pp. 1737–1759, Oct. 2020, doi: 10.1038/s41433-020-0832-1.
- [15] R. Q. Mao *et al.*, "Immersive Virtual Reality for Surgical Training: A Systematic Review," *J. Surg. Res.*, vol. 268, pp. 40–58, Dec. 2021, doi: 10.1016/j.jss.2021.06.045.
- [16] Mita, "LEFT LEG Collateral Ligament Release Workstation with Locking Foot." <https://www.medical-models.com/left-leg-collateral-ligament-release-workstation-with-locking-foot-c2x14108433> (accessed May 23, 2023).
- [17] D. Dopico, "MBSLIM: Multibody Systems en Laboratorio de Ingeniería Mecánica, <http://lim.ii.udc.es/MBSLIM>." 2016. [Online]. Available: <http://lim.ii.udc.es/MBSLIM>
- [18] D. Dopico, A. Luaces, M. Saura, J. Cuadrado, and D. Vilela, "Simulating the anchor lifting maneuver of ships using contact detection techniques and continuous contact force models," *Multibody Syst. Dyn.*, vol. 46, no. 2, pp. 147–179, Jun. 2019, doi: 10.1007/s11044-019-09670-8.
- [19] M. V. Katchburian, A. M. J. Bull, Y. F. Shih, F. W. Heatley, and A. A. Amis, "Measurement of patellar tracking: Assessment and analysis of the literature," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 412, no. 412, pp. 241–259, 2003, doi: 10.1097/01.blo.0000068767.86536.9a.
- [20] M. J. Best, M. J. Tanaka, S. Demehri, and A. J. Cosgarea, "Accuracy and Reliability of the Visual Assessment of Patellar Tracking," *Am. J. Sports Med.*, vol. 48, no. 2, pp. 370–375, Feb. 2020, doi: 10.1177/0363546519895246.
- [21] J. Cuadrado, F. Michaud, U. Lúgrís, and M. Pérez Soto, "Using Accelerometer Data to Tune the Parameters of an Extended Kalman Filter for Optical Motion Capture: Preliminary Application to Gait Analysis," *Sensors*, vol. 21, no. 2, p. 427, Jan. 2021, doi: 10.3390/s21020427.
- [22] F. Romero, F. J. J. Alonso, J. Cubero, and G. Galán-marín, "An automatic SSA-based de-noising and smoothing technique for surface electromyography signals," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 18, pp. 317–324, Apr. 2015, doi: 10.1016/j.bspc.2015.02.005.
- [23] D. Dopico, F. González, J. Cuadrado, and J. Kövecses, "Determination of Holonomic and Nonholonomic Constraint Reactions in an Index-3 Augmented Lagrangian Formulation With Velocity and Acceleration Projections," *J. Comput. Nonlinear Dyn.*, vol. 9, no. 4, Oct. 2014, doi: 10.1115/1.4027671.
- [24] E. Bayo and R. Ledesma, "Augmented lagrangian and mass-orthogonal projection methods for constrained multibody dynamics," *Nonlinear Dyn.*, vol. 9, no. 1–2, pp. 113–130, Feb. 1996, doi: 10.1007/BF01833296.
- [25] J. Cuadrado, R. Gutiérrez, M. A. Naya, and P. Morer, "A comparison in terms of accuracy and efficiency between a MBS dynamic formulation with stress analysis and a non-linear FEA code," *Int. J. Numer. Methods Eng.*, vol. 51, no. 9, pp. 1033–1052, Jul. 2001, doi: 10.1002/nme.191.
- [26] B. Gavrea, D. Negrut, and F. A. Potra, "The Newmark Integration Method for Simulation of Multibody Systems: Analytical Considerations," in *Design Engineering, Parts A and B*, Jan. 2005, pp. 1079–1092. doi: 10.1115/IMECE2005-81770.

-
- [27] C. L. Vaughan, B. L. Davis, and J. C. O'Connor, *Dynamics of Human Gait (2nd ed.)*. Cape Town: Kiboho Publishers, 1999.
- [28] D. D. Dopico, F. Michaud, D. Ergonomy, M. Eng, A. L. Fern, and J. Cuadrado, "Simulation of the anchor lifting maneuver of a ship using contact detection techniques and continuous force models na na," 2012.
- [29] P. Flores, M. Machado, M. T. Silva, and J. M. Martins, "On the continuous contact force models for soft materials in multibody dynamics," *Multibody Syst. Dyn.*, vol. 25, no. 3, pp. 357–375, Mar. 2011, doi: 10.1007/s11044-010-9237-4.
- [30] D. Dopico, A. Luaces, M. Gonzalez, and J. Cuadrado, "Dealing with multiple contacts in a human-in-the-loop application," *Multibody Syst. Dyn.*, vol. 25, no. 2, pp. 167–183, Feb. 2011, doi: 10.1007/s11044-010-9230-y.
- [31] Y. Liao, A. Vakanski, M. Xian, D. Paul, and R. Baker, "A review of computational approaches for evaluation of rehabilitation exercises," *Comput. Biol. Med.*, vol. 119, p. 103687, Apr. 2020, doi: 10.1016/j.combiomed.2020.103687.