

Desarrollo de un simulador para la enseñanza y práctica de maniobras de
luxación del codo en estudiantes de medicina

Paula Andrea Hernández Rodríguez

Trabajo de grado para optar al título de Diseñadora Industrial

Directora

Clara Isabel López Gualdrón

Codirectores

Luis Eduardo Bautista Rojas

Dr. Diego Rincón Cardozo

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Físicomecánicas

Escuela de Diseño Industrial

Bucaramanga

2025

Agradecimientos

A mi directora, Clara Isabel López Guadrón, por su apoyo constante, su disposición y paciencia, y por su genuino interés en acompañarme hasta alcanzar esta meta. A mi codirector, Luis Eduardo Bautista Rojas, y a Jesús Machuca, por su orientación y valiosos consejos durante el desarrollo de este proyecto, los cuales contribuyeron significativamente a su consolidación.

Igualmente, al doctor Diego Rincón Cardozo por su disposición, su actitud siempre positiva y su dedicación a la enseñanza. Sus amplios conocimientos en docencia, ortopedia y traumatología representaron un aporte fundamental para el desarrollo de esta investigación.

A mi familia, por su apoyo incondicional y su constante deseo de verme crecer y superar cada desafío. Gracias por todos los sacrificios que han hecho para que hoy pueda alcanzar este logro.

A mis profesores y al personal de la Escuela de Diseño Industrial, en especial a Mauricio Enrique Jaraba Ramírez, por ser un apoyo invaluable en mi formación universitaria y estar presente con disposición y comprensión en los momentos más difíciles.

Finalmente, a mis amigos, quienes siempre estuvieron para escucharme, animarme y alegrar mis días. Este paso por la universidad me deja personas valiosas que han contribuido a mi crecimiento personal.

Este logro no habría sido posible sin la colaboración y acompañamiento de cada uno de ustedes. Agradezco a Dios por permitirme contar con su presencia y apoyo en esta importante etapa de mi formación.

Tabla de contenido

| | |
|--|----|
| Introducción..... | 12 |
| 1. Planteamiento del problema | 13 |
| 1.1. Descripción del problema..... | 13 |
| 1.2. Contextos que originan la situación de estudio | 15 |
| 1.3. Marco teórico..... | 15 |
| 1.3.1. Educación basada en simulación clínica (SDME) | 15 |
| 1.3.2. Biomodelos | 16 |
| 1.3.3. Ortopedia y traumatología..... | 16 |
| 1.3.4. Anatomía del codo | 16 |
| 1.3.5. Clasificación de luxaciones..... | 23 |
| 1.3.6. Propiedades fisiológicas | 24 |
| 1.3.7. Propiedades mecánicas..... | 24 |
| 1.3.8. Producto mínimo viable | 25 |
| 1.3.9. Diseño para la manufactura (DFM)..... | 25 |
| 1.3.10. Impresión 3D y modelado CAD..... | 25 |
| 1.4. Antecedentes de la situación de estudio..... | 26 |
| 1.5. Alcances | 27 |
| 1.6. Justificación..... | 27 |
| 1.7. Formulación de la pregunta que permite abordar la situación de estudio o pregunta de investigación..... | 28 |
| 2. Grupo de investigación y aporte del estudiante..... | 28 |
| 2.1. Grupo de investigación | 28 |
| 2.2. Aporte del estudiante | 29 |
| 3. Objetivos | 29 |
| 3.1. Objetivo general..... | 29 |
| 3.2. Objetivos específicos | 29 |
| 4. Metodología..... | 30 |
| 5. Investigación y análisis de contexto | 32 |
| 5.1. Estado del arte | 32 |
| 5.1.1. Objetivo..... | 32 |

| | | |
|---------|---|----|
| 5.1.2. | <i>Pregunta de revisión</i> | 33 |
| 5.1.3. | <i>Hipótesis</i> | 33 |
| 5.1.4. | <i>Metodología de la investigación</i> | 33 |
| 5.1.5. | <i>Palabras clave y ecuaciones de búsqueda</i> | 34 |
| 5.1.6. | <i>Criterios de inclusión y exclusión</i> | 35 |
| 5.1.7. | <i>Resultados revisión de la literatura</i> | 36 |
| 5.1.8. | <i>Resultados del estado de la técnica</i> | 41 |
| 5.1.9. | <i>Benchmarking</i> | 45 |
| 5.1.10. | <i>Conclusiones del estado del arte</i> | 47 |
| 5.2. | Exploración con usuarios y expertos | 51 |
| 5.2.1. | <i>Conclusiones de entrevistas</i> | 52 |
| 6. | Requisitos técnicos del biomodelo | 53 |
| 6.1. | Componentes y funciones esperadas..... | 53 |
| 6.2. | Definición de casos clínicos | 53 |
| 6.3. | Definición de maniobras de reducción..... | 54 |
| 7. | Selección de materiales | 57 |
| 7.1. | Materiales seleccionados..... | 59 |
| 8. | Requerimientos y parámetros del biomodelo | 60 |
| 9. | Evolución del concepto de diseño | 62 |
| 9.1. | Concepto por desarrollar | 62 |
| 9.2. | Alternativas de diseño | 63 |
| 9.2.1. | <i>Alternativa 1</i> | 63 |
| 9.2.2. | <i>Alternativa 2</i> | 66 |
| 9.2.3. | <i>Alternativa 3</i> | 71 |
| 9.2.4. | <i>Alternativa 4</i> | 72 |
| 9.2.5. | <i>Iteración de bandas elásticas</i> | 75 |
| 9.2.6. | <i>Alternativa 5</i> | 76 |
| 9.2.7. | <i>Evolución final del concepto</i> | 79 |
| 9.2.8. | <i>Componentes del biomodelo</i> | 81 |
| 9.3. | Comparación de alternativas en relación con los requerimientos..... | 84 |
| 10. | Validación del biomodelo | 94 |

| | | |
|-------|---|-----|
| 10.1. | Hipótesis..... | 94 |
| 10.2. | Unidad experimental..... | 94 |
| 10.3. | Variables..... | 94 |
| 10.4. | Procedimiento..... | 95 |
| 10.5. | Dimensiones de evaluación e instrumentos..... | 96 |
| 10.6. | Documentación de la validación..... | 97 |
| 10.7. | Resultados | 108 |
| 10.8. | Conclusiones de la validación | 113 |
| 11. | Conclusiones del proyecto..... | 114 |
| | Referencias | 116 |

Lista de tablas

| | |
|---|-----|
| Tabla 1 Palabras clave y ecuaciones de búsqueda del estado del arte | 34 |
| Tabla 2 Criterios de inclusión y exclusión del estado del arte | 35 |
| Tabla 3 Resultados revisión de la literatura | 36 |
| Tabla 4 Diagrama de afinidad de la revisión de la literatura..... | 38 |
| Tabla 5 Resultados del estado de la técnica | 41 |
| Tabla 6 Diagrama de afinidad del estado de la técnica | 42 |
| Tabla 7 Benchmarking | 45 |
| Tabla 8 Características identificadas en los documentos del estado del arte | 48 |
| Tabla 9 Propiedades de materiales para impresión 3D | 58 |
| Tabla 10 Materiales seleccionados | 59 |
| Tabla 11 Requerimientos y parámetros..... | 61 |
| Tabla 12 Pros y contras de la alternativa 1..... | 65 |
| Tabla 13 Pros y contras de la alternativa 2..... | 70 |
| Tabla 14 Pros y contras de la alternativa 3..... | 72 |
| Tabla 15 Pros y contras de la alternativa 4..... | 75 |
| Tabla 16 Pros y contras de la alternativa 5..... | 79 |
| Tabla 17 Pros y contras de la alternativa final..... | 80 |
| Tabla 18 Evolución de alternativas comparado a los requerimientos..... | 84 |
| Tabla 19 Documentación de la validación. Luxación posterior simple | 97 |
| Tabla 20 Documentación de la validación. Luxación anterior simple..... | 101 |
| Tabla 21 Documentación de la validación. Luxación medial simple | 105 |
| Tabla 22 Documentación de la validación. Luxación postero lateral simple | 106 |
| Tabla 23 Recopilación de datos. Escala de Likert | 109 |
| Tabla 24 Recopilación de datos. Diagrama de afinidad 1 | 112 |
| Tabla 25 Recopilación de datos. Diagrama de afinidad 2 | 112 |

Lista de figuras

| | |
|--|----|
| Figura 1 Anatomía posterior y anterior del húmero distal izquierdo | 17 |
| Figura 2 Anatomía anterior del cúbito izquierdo..... | 17 |
| Figura 3 Membrana interósea del codo. Vista anterior y posterior..... | 18 |
| Figura 4 Articulaciones | 18 |
| Figura 5 Ligamentos | 19 |
| Figura 6 Estructuras de la fosa antecubital del codo..... | 20 |
| Figura 7 Nervio cubital | 21 |
| Figura 8 Rama profunda del nervio radial..... | 22 |
| Figura 9 Trayecto del nervio mediano | 22 |
| Figura 10 Luxaciones de codo..... | 24 |
| Figura 11 Modelo anatómico para tactos vaginales..... | 27 |
| Figura 12 Maniobra de reducción en decúbito prono | 54 |
| Figura 13 Maniobra de reducción en decúbito supino | 55 |
| Figura 14 Maniobra de reducción en sedestación..... | 55 |
| Figura 15 Maniobra de reducción para anterior simple | 56 |
| Figura 16 Gráfica de costos vs resistencia de materiales de impresión 3D..... | 58 |
| Figura 17 Puntos de tensión referentes a los ligamentos | 64 |
| Figura 18 Puntos de tensión referentes a los tendones..... | 64 |
| Figura 19 Prueba de resistencia al modelo en PLA | 65 |
| Figura 20 Modelo digital de la unión del cúbito y radio..... | 66 |
| Figura 21 Organización interna de los imanes | 66 |
| Figura 22 Diseño de tapas y organización interna..... | 67 |
| Figura 23 Base de sujeción con cabeza humeral | 67 |
| Figura 24 Alternativa 2 | 68 |
| Figura 25 Comparación de resistencia entre bandas elásticas planas vs ligadura de torniquete | 68 |
| Figura 26 Pruebas a la alternativa 2..... | 69 |
| Figura 27 Prueba de resistencia en el modelo en ABS impreso en posición vertical | 70 |
| Figura 28 Modelado 3D alternativa 3 | 71 |
| Figura 29 Alternativa 3 | 71 |
| Figura 30 Modelo 3D alternativa 4..... | 72 |
| Figura 31 Alternativa 4 | 73 |
| Figura 32 Prueba de bandas elásticas con ojales | 74 |
| Figura 33 Prueba de bandas elásticas con herrajes y costura | 76 |
| Figura 34 Modelado 3D alternativa 5 | 77 |
| Figura 35 Impresión 3D alternativa 5 | 77 |
| Figura 36 Prueba de tolerancias..... | 78 |
| Figura 37 Alternativa final | 80 |
| Figura 38 Componente del biomodelo. Antebrazo..... | 81 |
| Figura 39 Componente del biomodelo. Tapa del húmero | 82 |
| Figura 40 Componente del biomodelo. Húmero | 82 |
| Figura 41 Componente del biomodelo. Tapas ajustables..... | 83 |

| | |
|--|-----|
| Figura 42 Componente del biomodelo. Base tipo prensa..... | 83 |
| Figura 43 Biomodelo de simulación de luxación de codo | 94 |
| Figura 44 Resultados de la validación. Nivel de formación..... | 108 |

Lista de apéndices

Apéndice A. Resultados del estado del arte

Apéndice B. Recolección con usuarios y expertos

Apéndice C. Diseño técnico y modelado 3D

Apéndice D. Resultados de la validación

Apéndice E. Consentimientos informados durante la validación

Resumen

Título: Desarrollo de un simulador para la enseñanza y práctica de maniobras de luxación del codo para estudiantes de medicina¹

Autor: Paula Andrea Hernández Rodríguez²

Palabras clave: Luxación de codo, maniobras de reducción, simulación clínica, biomodelo, habilidades prácticas.

Descripción: En el campo de la formación médica, el desarrollo de habilidades manuales para el manejo de luxaciones de codo representa un desafío significativo, estas requieren de un manejo oportuno y preciso. La falta de herramientas prácticas limita la capacidad de los estudiantes para realizar maniobras de reducción de manera efectiva. En este proyecto se propone el desarrollo de un biomodelo anatómico del codo orientado a la enseñanza y práctica de maniobras de reducción. El proyecto se dirige a estudiantes de medicina de la Universidad Industrial de Santander con el fin de mejorar la experiencia en el aula y el aprendizaje de estas maniobras críticas.

La educación basada en simulación clínica se presenta como una estrategia pedagógica innovadora, que permite a los estudiantes desarrollar y perfeccionar habilidades en un entorno seguro antes de enfrentarse a casos reales. Sin embargo, los modelos disponibles para estas prácticas son difíciles de encontrar o no replican las propiedades fisiológicas de la articulación, como la resistencia, la dureza, la elasticidad, entre otros. Por ello, el proyecto se enmarca en un contexto donde la calidad y fidelidad de los biomodelos es necesaria para proporcionar una experiencia educativa efectiva.

A partir de este principio, el objetivo es diseñar y fabricar un biomodelo de bajo costo y manufactura local con la fidelidad necesaria para que con expertos en ortopedia evalúen la ejecución de las maniobras específicas para la reducción de luxaciones de codo. Se espera que este proyecto confirme la pertinencia del modelo, aportando una base sólida para la futura integración con simulación virtual dentro del macroproyecto institucional “Programa de simulación clínica con tecnologías convergentes para el aprendizaje de la atención primaria en urgencias en salud” del grupo de investigación INTERFAZ y, a largo plazo, contribuya a mejorar los resultados en el manejo de pacientes con luxaciones de codo.

¹ Trabajo de grado

² Facultad de Ingenierías Físico Mecánicas. Escuela de Diseño Industrial. Programa académico.

Abstract

Title: Development of a Simulator for the Teaching and Practice of Elbow Dislocation Reduction Maneuvers for Medical Students³

Author: Paula Andrea Hernández Rodríguez⁴

Keywords: Elbow dislocation, reduction maneuvers, clinical simulation, biomodel, practical skills.

Description: In the field of medical education, the development of manual skills for managing elbow dislocations represents a significant challenge, as these procedures require timely and precise handling. The lack of practical tools limits students' ability to effectively perform reduction maneuvers. This project proposes the development of an anatomical elbow biomodel aimed at the teaching and practice of reduction maneuvers. The project is directed toward medical students at the Universidad Industrial de Santander, with the goal of improving classroom experience and enhancing the learning of these critical procedures.

Clinical simulation–based education is presented as an innovative pedagogical strategy that enables students to develop and refine skills in a safe environment before facing real cases. However, the models currently available for such practices are scarce or fail to replicate the physiological properties of the joint, such as resistance, hardness, and elasticity. Therefore, this project is framed within a context where the quality and fidelity of biomodels are essential to provide an effective educational experience.

Based on this principle, the objective is to design and manufacture a low-cost, locally produced biomodel with the necessary fidelity to allow orthopedic experts to evaluate the performance of specific reduction maneuvers for elbow dislocations. It is expected that this project will confirm the relevance and effectiveness of the model, providing a solid foundation for future integration with virtual simulation within the institutional macro project “Clinical Simulation Program with Convergent Technologies for Learning in Primary Health Care Emergencies” developed by the INTERFAZ research group, and in the long term, contribute to improving patient outcomes in the management of elbow dislocations.

³ Bachelor Thesis

⁴ Physicomechanical Engineering Faculty. School of Industrial Design. Undergraduate program.

Introducción

El aprendizaje de las habilidades prácticas en el área de medicina no solo requiere de conocimientos teóricos, sino también de escenarios controlados que permitan la repetición, el error y la retroalimentación. El uso de simuladores ha demostrado ser una herramienta educativa con resultados positivos de efectividad en el campo clínico (Alfonso Mantilla & Martínez Santa, 2015), siendo superior a los métodos tradicionales (Rubio-Martínez, 2023) puesto que las habilidades adquiridas durante la práctica repetitiva en los simuladores pueden ser transferibles a la realidad (Vázquez-Mata G. & Guillamet-Lloveras A., 2009) sin poner en riesgo a los pacientes (Rodríguez A.F. et al., 2023). Particularmente, la atención de las luxaciones articulares representa un reto formativo, ya que son procedimientos que deben realizarse con precisión y eficacia para evitar complicaciones como fracturas, lesiones en arterias, nervios, tendones o músculos (Rene Cailliet, 2006). En el momento en que los pacientes llegan a urgencias con luxaciones de codo, se trata de una emergencia, ya que el codo es una articulación compuesta, el paciente presenta dolores, inflamación, deformidad en la articulación e inmovilidad temporal de la extremidad, entre otros síntomas (Jenkins Retana et al., 2023). Esto se traduce a un reto en la metodología de enseñanza, donde se busca que el estudiante sea protagonista de su aprendizaje a través de estrategias y métodos didácticos que generen experiencias vivenciales (Gleason Rodríguez & Rubio, 2020).

En las últimas décadas, la simulación clínica se ha consolidado como una estrategia pedagógica clave para suplir las limitaciones de la enseñanza tradicional puesto que se relaciona experiencia, percepción, cognición y comportamiento (Bresolin et al., 2022), esto ha aumentado la seguridad tanto para quienes aprenden como para quienes reciben la atención médica. Sin embargo, el mercado se queda corto en biomodelos especializados para la enseñanza de maniobras de reducción de codo y los modelos de baja fidelidad no cuentan con propiedades fisiológicas que asemejen la articulación y llegan a implicar una gran inversión para su construcción. Esta situación restringe la posibilidad de entrenar de manera masiva a los estudiantes de medicina, por ende, surge la necesidad de desarrollar alternativas locales y de bajo costo que integren tanto la perspectiva médica como la del diseño industrial.

Este proyecto se enmarca en el macroproyecto “Programa de simulación clínica con tecnologías convergentes para el aprendizaje de la atención primaria de urgencias en salud”,

que busca integrar la simulación física y virtual en procesos de formación médica. En este contexto, el biomodelo propuesto constituye una primera fase centrada en la construcción física, que permitirá a futuro articularse con soluciones digitales y mixtas.

En este marco, el objetivo general del proyecto es desarrollar un simulador que asemeje las propiedades fisiológicas del codo para la enseñanza y práctica de maniobras de reducción, complementado con los objetivos específicos que consisten en establecer requerimientos, diseñar el biomodelo y evaluar su funcionalidad. El presente libro documenta el proceso de desarrollo del proyecto: desde la comprensión del problema, la revisión del estado del arte hasta el diseño, fabricación y validación con expertos.

1. Planteamiento del problema

1.1. Descripción del problema

El codo es una articulación compuesta debido a su relación con demás estructuras y su combinación de estabilidad y movimientos. Está conformado por tres huesos, el húmero, el radio y el cúbito, que se unen para formar tres superficies articulares (Jenkins Retana et al., 2023). Las cuales permiten la flexión, la extensión, la pronación y la supinación del antebrazo, estas se encuentran estabilizadas por dos ligamentos colaterales. En el espacio antecubital del codo se encuentran estructuras, como arterias, nervios, músculos y tendones (Rene Cailliet, 2006). La estructura del codo permite un amplio rango de movimientos de 0°-100° de flexión-extensión y 50° de pronación-supinación, necesarios para actividades de la vida diaria, desde usar el teléfono hasta usar los cubiertos para comer (Morrey et al., 1978).

En 2012, se realizó un estudio en la Universidad de Colorado, usando el Sistema Nacional de Vigilancia Electrónica de Lesiones (NEISS), se observó una incidencia calculada de 5,21 luxaciones por 100.000 persona-años en un periodo de 5 años (IC 95 %, 4,74 a 5,68), concluyendo que las caídas fueron la causa más frecuente (56,5%) y la mayoría de las luxaciones ocurrieron en el hogar (51,5%), el 44% de las lesiones ocurrieron por actividades deportivas, afectando en mayor porcentaje a hombres (5,26 por 100.000 para los hombres y 5,16 por 100.000 para las mujeres) (Stoneback et al., 2012). Estas lesiones producen dolor, limitación funcional y pérdida de rango de movimiento a corto plazo, por lo

que produce incapacidad para la realización de actividades de la vida diaria y eso puede llevar a bajas laborales (Fumanal Lacoma P. et al., 2023).

Las luxaciones de codo exigen a los profesionales de la salud la capacidad de resolverlas con eficacia. Esto se traduce a un reto en la metodología de enseñanza, donde se busca que el estudiante sea protagonista de su aprendizaje a través de estrategias y métodos didácticos que generen experiencias vivenciales (Gleason Rodríguez & Rubio, 2020).

A partir de esto se recurre al uso de biomodelos como método del aprendizaje experimental, puesto que se relaciona experiencia, percepción, cognición y comportamiento (Bresolin et al., 2022). El uso de la educación basada en simulación clínica permite al estudiante desarrollar habilidades y ganar experiencia sin situarse a sí mismo o al paciente en riesgo, a través de la práctica en un ambiente controlado (Rodríguez A.F. et al., 2023) eliminando los dilemas éticos asociados a la práctica médica (Ramírez Pérez A.M. & Marte Lantigua R.I., 2021).

Según la entrevista realizada al profesor en el campo de ortopedia en la carrera de medicina de la Universidad Industrial de Santander, durante la formación estudiantil de medicina en esta universidad, la enseñanza de las maniobras de reducción de codo se basa en metodologías teóricas y visuales, con el uso de textos, presentaciones, imágenes y videos. Si bien estos métodos proporcionan una base de conocimiento, no son suficientes para desarrollar las habilidades prácticas necesarias para realizar el procedimiento con éxito.

En la enseñanza de estas maniobras, se utilizan modelos de baja fidelidad para la práctica simulada. Sin embargo, estos modelos no replican con exactitud la anatomía y mecánica del codo, lo que lleva a una percepción errónea del procedimiento. Además, estos modelos no permiten simular diferentes escenarios clínicos, como la presencia de estructuras que dificultan la reducción o la aplicación de diferentes técnicas de reducción.

Ante este panorama se identifica una oportunidad para desarrollar un biomodelo derivado de un macroproyecto “Programa de simulación clínica con tecnologías convergentes para el aprendizaje de la atención primaria en urgencias en salud” del grupo de investigación INTERFAZ, el cual simule características mecánicas del codo y que, validado inicialmente con expertos en ortopedia, sirva como herramienta para que los estudiantes de

medicina de la Universidad Industrial de Santander puedan desarrollar la destreza manual requerida y así, cuando lleguen a la interacción con pacientes puedan desarrollar la maniobra con confianza y seguridad en el procedimiento.

1.2. Contextos que originan la situación de estudio

El contexto parte del macroproyecto “Programa de simulación clínica con tecnologías convergentes para el aprendizaje de la atención primaria en urgencias en salud” del grupo de investigación INTERFAZ, que busca configurar un proceso de diseño y manufactura de producto mínimo viable de simuladores clínicos de alta fidelidad, usados en la implementación de estrategias de gestión de aprendizaje para la atención de urgencias médicas.

Este proyecto se posiciona en el desarrollo de un biomodelo para la simulación clínica con énfasis en las prácticas ortopédicas, específicamente luxaciones del codo y las maniobras de reducción en la Universidad Industrial de Santander.

A partir de la entrevista realizada al profesor de ortopedia en la Universidad Industrial de Santander se sabe que la metodología actual de enseñanza para las maniobras de reducción de articulaciones se divide en fases: teórica, visual y práctica. En la última fase se usan modelos de baja fidelidad creados por el profesor, donde muestra el movimiento de los huesos para la colocación y se aprende a realizar la maniobra, pero estos modelos no replican las propiedades mecánicas de la articulación como la resistencia, elasticidad, entre otros.

1.3. Marco teórico

1.3.1. Educación basada en simulación clínica (SDME)

La Educación Médica Basada en la Simulación (SBME, siglas en inglés) es una herramienta de capacitación y evaluación utilizada en enseñanza médica. El término simulador en el contexto médico, usualmente se refiere a un biomodelo que representa a un paciente o parte de él (Gaba, 2007). Entre los métodos se encuentra la preparación con entrenadores de tareas parciales, maniqués de alta fidelidad, pacientes estandarizados, simulaciones basadas en pantallas y cadáveres (Boonmak et al., 2022).

Es una técnica donde el estudiante adquiere competencias clínicas en situaciones lo más cercanas a la realidad, en estas situaciones él puede cometer errores y aprender de ellos sin poner en riesgos la seguridad de los pacientes (Rodríguez A.F. et al., 2023).

1.3.2. Biomodelos

Los biomodelos son modelos que intentan reproducir la fisiología humana para la realización de diferentes estudios, sean estas sistemas internos o partes del cuerpo.

La primera técnica de simulación en el área de ortopedia y traumatología fueron disecciones en cadáveres. Los primeros simuladores mecánicos se desarrollaron en el campo específico de traumatología, para estudiar la estructura ósea y su mecánica (Barroso González A. et al., 2021).

1.3.3. Ortopedia y traumatología

La ortopedia es la especialidad médica que se dedica al diagnóstico, tratamiento, rehabilitación y prevención de lesiones y enfermedades del sistema musculoesquelético del cuerpo humano. Este complejo sistema incluye los huesos, las articulaciones, los ligamentos, los tendones, los músculos y los nervios que le permiten a una persona moverse, trabajar y ser activa (Sociedad Colombiana de Ortopedia, 2002).

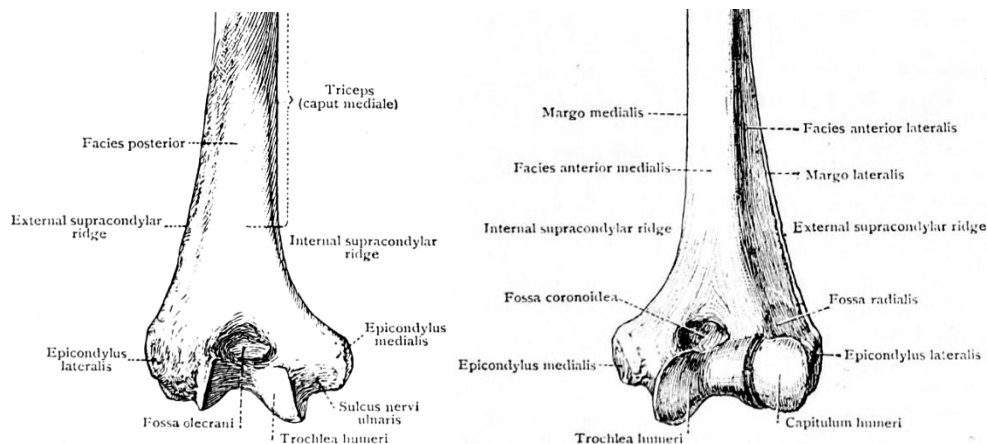
La traumatología es una especialidad médica que se enfoca en el diagnóstico y tratamiento de lesiones traumáticas del sistema musculoesquelético. Esto incluye fracturas, luxaciones, esguinces y contusiones, entre otras. Los traumatólogos suelen trabajar en urgencias o en unidades de trauma para atender a pacientes que han sufrido algún tipo de lesión grave (“Ortopedia y Traumatología: ¿Cuál Es La Diferencia y Por Qué Es Importante Saberlo?,” 2023).

1.3.4. Anatomía del codo

El codo es una articulación estable y compleja, conformada por huesos, ligamentos, músculos y estructuras nerviosas que en conjunto le otorgan movilidad y resistencia. La anatomía ósea presenta referencias palpables y superficies de encaje que proporcionan retroalimentación sobre la correcta posición de la articulación.

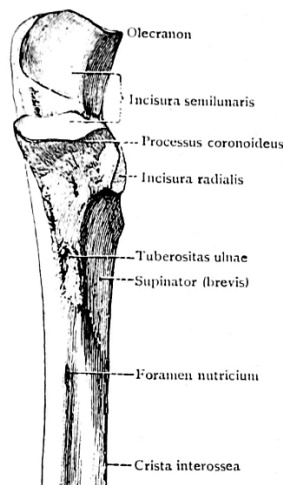
Huesos: El codo está conformado por tres huesos, el húmero, el radio y el cúbito o ulna. La unión de estos constituye el complejo articular del codo, en el cual se distinguen tres articulaciones distintas. En este apartado se describe la anatomía ósea correspondiente a la articulación cúbito-humeral, responsable de los movimientos de flexión y extensión del codo, simulando un mecanismo de bisagra (Paniagua Gonzalez et al., 2018). Esta articulación está conformada por la tróclea (*Trochlea humeri*), localizada en el extremo distal del húmero **Figura 1** (Field, 2004) y la incisura troclear (*Incisura semilunaris*), también llamada escotadura troclear, situada en el cúbito **Figura 2** (Kapit & Elson, 2004).

Figura 1 Anatomía posterior y anterior del húmero distal izquierdo



Fuente: Dixon's Manual of human osteology. Andrew Francis Dixon

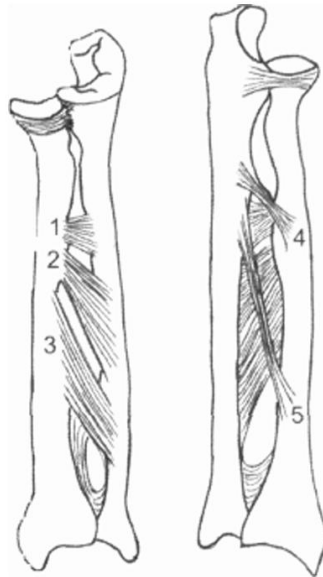
Figura 2 Anatomía anterior del cúbito izquierdo



Fuente: Dixon's Manual of human osteology. Andrew Francis Dixon

Membrana interósea: Es un ligamento de gran resistencia que conecta firmemente los huesos del antebrazo **Figura 3**. Vincula las articulaciones radiocubitales en torno a cuyo eje se realizan los movimientos de pronación y supinación (Poitevin & Valente, n.d.).

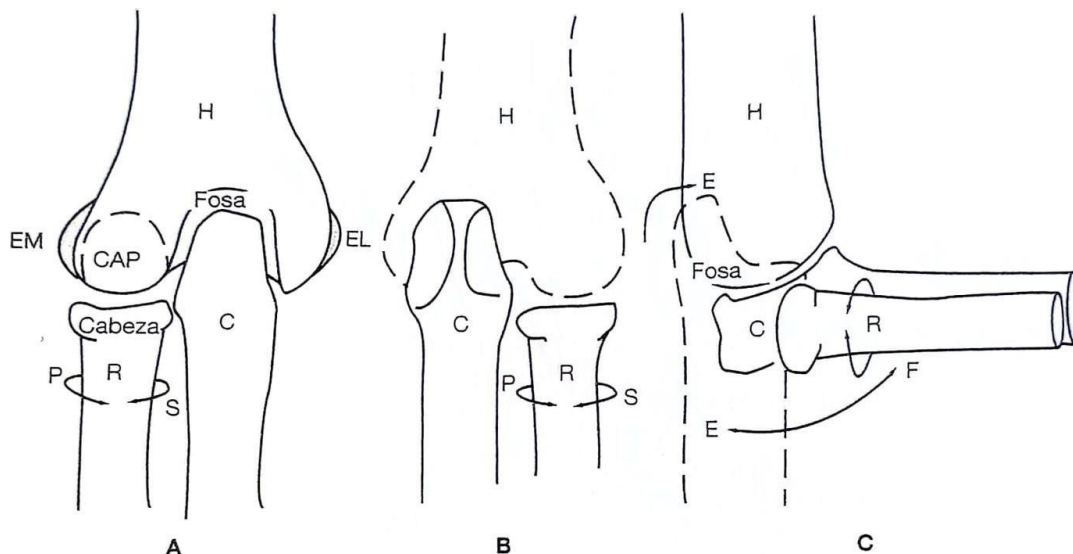
Figura 3 Membrana interósea del codo. Vista anterior y posterior



Fuente: La membrana interósea y la estabilidad longitudinal del antebrazo. L. Poitevin y S. Valente

Articulaciones: Consta de tres articulaciones, la humerocubital, encargada de la flexión y extensión, la radiohumeral y radiocubital, que se encargan de la pronación y la supinación del antebrazo (Rene Cailliet, 2006). **Figura 4**.

Figura 4 Articulaciones



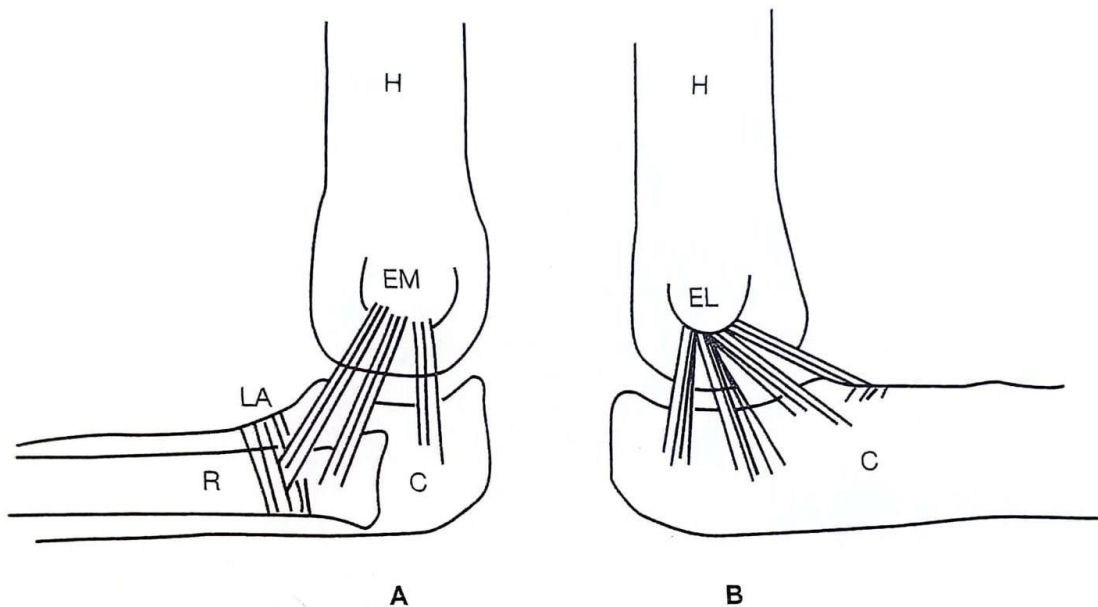
- A. Rotación de la cabeza del radio (R): pronación (P) y supinación (S).
- B. Cúbito (C) en extensión completa e introducido en la fosa correspondiente del húmero (H).
- C. Flexión (F) del codo y extensión (E) en trazo discontinuo.

Fuente: Anatomía funcional, biomecánica. Rene Cailliet

Ligamentos: La articulación se mantiene estable por dos ligamentos colaterales principales, uno anterior, que nace en la cara medial del cúbito y el radio, y otro posterior, que limita el movimiento de flexión del codo cuando está a más de 90° (Rene Cailliet, 2006).

Figura 5.

Figura 5 Ligamentos



A. Ligamentos colaterales originados en el epicóndilo medial (EM) del húmero (H), se fijan al radio (R) y ligamento anular (LA).

B. Ligamento colateral lateral que nace del epicóndilo lateral (EL) y se fija al cúbito (C).

Fuente: Anatomía funcional, biomecánica. Rene Cailliet

Músculos: La articulación se mueve debido a tres músculos. Músculo braquial, es el principal músculo flexor del codo, surge en la mitad inferior del húmero y se fija a la cara anterior de la apófisis coronoides.

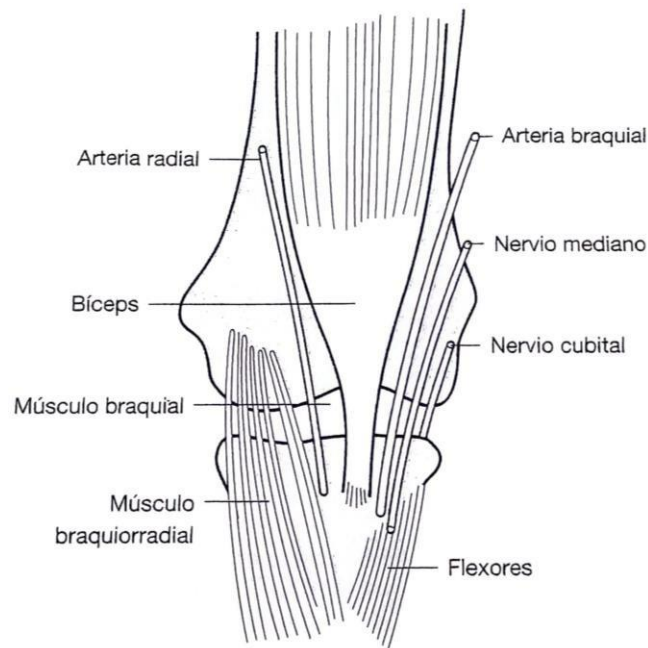
Bíceps, es el músculo supinador del antebrazo. Se unen a la porción media del húmero y se introduce en la cara medial del radio.

Tríceps, es un músculo extensor del brazo. Nace de la parte posterior e inferior del húmero y se inserta en el cúbito.

Tomado del libro Anatomía Funcional, Biomecánica de Rene Cailliet, Capítulo 5.

Fosa antecubital: Así se le llama a la cara anterior del codo, en esta se encuentra el tendón del bíceps, las arterias braquial y radial, los nervios mediano y cubital y el origen de músculos del antebrazo (Rene Cailliet, 2006) **Figura 6**.

Figura 6 Estructuras de la fosa antecubital del codo

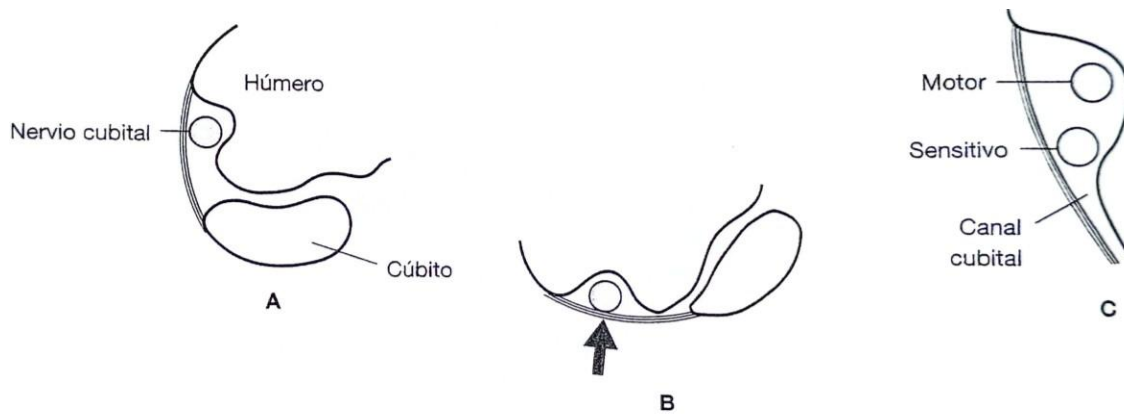


Fuente: Anatomía funcional, biomecánica. Rene Cailliet

Fosa del olécranon: También llamada fosa olecraneana (*Fossa olecrani*), se le denomina a la depresión triangular profunda en la parte posterior del húmero, donde se ubica el olécranon del cúbito al momento de la extensión de la articulación **Figura 1** (Fosa de Olecranon _ AcademiaLab, n.d.).

Nervios: El nervio cubital pasa por encima de la fosa olecraniana, pasa por un surco detrás de cóndilo medial y se introduce en el antebrazo en medio de las dos cabezas del músculo flexor cubital **Figura 7**. El nervio radial pasa por delante del cóndilo lateral del humero, entre los músculos braquial y braquiorradial **Figura 8**. El nervio mediano desciende desde el brazo y entra en el antebrazo, pasando entre las cabezas cubital y humeral del músculo pronador redondo (Rene Cailliet, 2006). **Figura 9**.

Figura 7 Nervio cubital

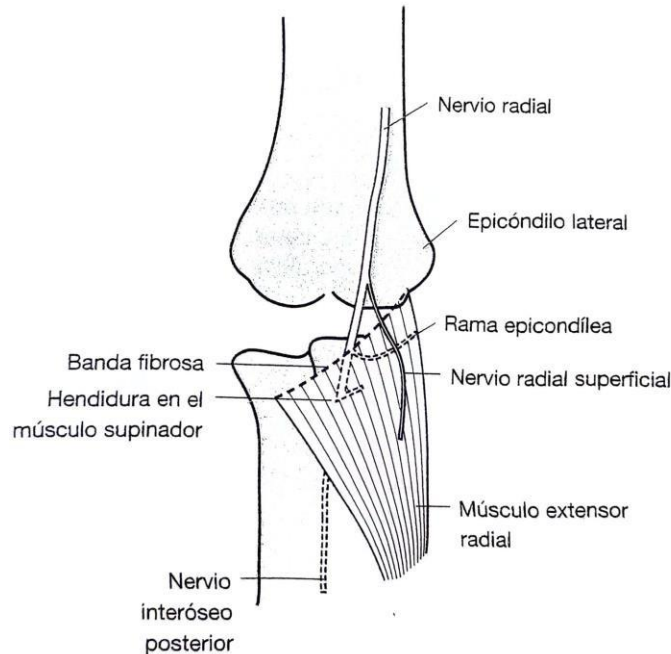


A. Nervio cubital en el túnel cubital.

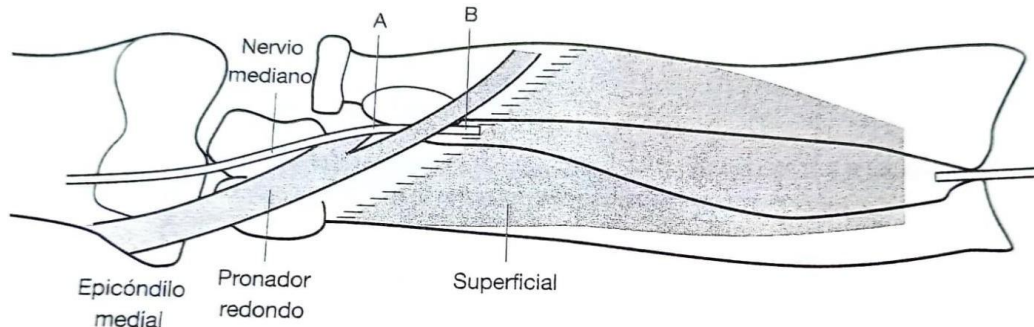
B. Nervio cubital durante la pronación del antebrazo.

C. División anatómica del nervio cubital.

Fuente: Anatomía funcional, biomecánica. Rene Cailliet

Figura 8 Rama profunda del nervio radial

Fuente: Anatomía funcional, biomecánica. Rene Cailliet

Figura 9 Trayecto del nervio mediano

Fuente: Anatomía funcional, biomecánica. Rene Cailliet

Triángulo de Nelaton: Conformado por los epicóndilos medial (*Epicondylus medialis*) y lateral (*Epicondylus lateralis*) del húmero **Figura 1**, junto con el olécranon del cúbito **Figura 2**. La desalineación de estos puntos anatómicos simboliza una alteración en la articulación, por lo que, si palpación resulta de gran utilidad luego de realizar maniobras de reducción, permitiendo identificar si esta fue exitosa (Jenkins Retana et al., 2023).

1.3.5. Clasificación de luxaciones

Las luxaciones de codo se pueden catalogar en cinco criterios: su edad, las articulaciones afectadas, la dirección del desplazamiento, la extensión del desplazamiento y la presencia o ausencia de fracturas (Mansat & Bonneville, 2009). Los tipos de luxación presentados a continuación están clasificados por dirección principal del desplazamiento:

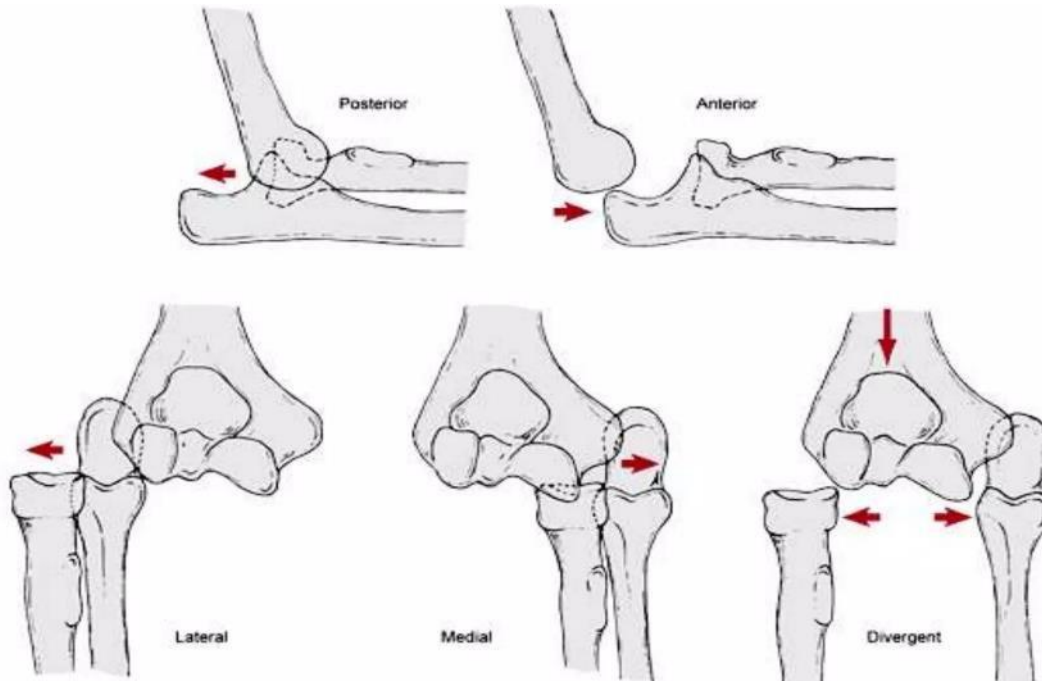
Luxación posterior o posterolateral: Ocurre por una caída en hiperextensión de codo, el ligamento colateral ulnar falla y posteriormente el ligamento colateral radial (Jenkins Retana et al., 2023). Es un desplazamiento rotacional del cúbito en relación con el húmero de modo que el cúbito se posiciona en supinación o rotación lateral, huyendo de la tróclea humeral (Mansat & Bonneville, 2009). **Figura 10.**

Luxación lateral-medial: Rotación en valgo externa que ocurre por una caída con extensión parcial del codo. El mayor desplazamiento ocurre en el lado externo de la articulación, provocando la ruptura del ligamento colateral radial y el posterior desgarramiento de la cápsula posterolateral, provocando inestabilidad temprana del codo (Jenkins Retana et al., 2023). **Figura 10.**

Luxación anterior: Se asocia típicamente con una fractura del olécranon en la luxación de translocranon. Relacionado a impactos directos al caer con el codo flexionado o una caída sobre la palma de la mano con el codo hiper flexionado y el antebrazo pronado (Jenkins Retana et al., 2023). **Figura 10.**

Luxación divergente: El húmero queda atrapado entre el radio y la ulna donde la articulación radioulnar proximal se ve afectada. La reducción puede resultar difícil y se recomienda realizarla en el quirófano con una relajación muscular adecuada (Jenkins Retana et al., 2023). **Figura 10.**

Figura 10 Luxaciones de codo



Fuente: Diapositivas de la facultad de Ciencias médicas. Universidad Nacional Autónoma de Honduras

1.3.6. Propiedades fisiológicas

La fisiología es el estudio de cómo funciona el cuerpo, desde los mecanismos moleculares dentro de las células hasta las acciones de tejidos, órganos y sistemas, y cómo el organismo lleva a cabo tareas particulares esenciales para la vida.

En el estudio de la fisiología se hace énfasis en los mecanismos, estos pueden llegar a incluir descripciones de estructuras implicadas (anatomía) y que se superponen con las ciencias de la química y la física. (Ira Fox, 2011)

1.3.7. Propiedades mecánicas

Son propiedades inherentes a un material relacionadas con la reacción de este en el momento en que le es aplicada una fuerza. Describen la forma en que el material soporta las fuerzas aplicadas, incluyendo fuerzas de tracción, compresión, flexión, torsión, cizalladura, impacto, variables o no. (Güemes Gordo & Martín Piris, 2012)

1.3.8. Producto mínimo viable

El producto mínimo viable se entiende como la cantidad mínima de trabajo necesaria para crear un producto que otra persona querría comprar. Es una técnica de desarrollo de productos que cumple con funciones mínimas para comprobar su utilidad.

El término mínimo no es una cantidad fija en este caso, sino más bien una pauta para juzgar. Se refiere a la siguiente palabra, viable, en el sentido de que algo tiene que ser viable para poder venderse, incluso se podría pensar que viable y vendible son intercambiables (Storbacka, 2018).

1.3.9. Diseño para la manufactura (DFM)

Diseño se entiende como las actividades destinadas a refinar o modificar la información existente de un artefacto u objeto, evolucionando su concepto desde lo abstracto a una forma tangible. Por su parte, la manufactura se ve como sinónimo de producción; comprende los procesos físicos que transforman los materiales hasta materializar el concepto de diseño (Poli, 2001).

En este contexto, el diseño para la manufactura (DFM) se entiende como un proceso de producción orientado al desarrollo de artefactos o productos que puedan ser fabricados con facilidad, productividad y de forma económica (Vélez Sánchez, 2017).

1.3.10. Impresión 3D y modelado CAD

El Diseño Asistido por Computador (CAD) se entiende como la integración de herramientas digitales para crear, analizar y modificar modelos antes de su fabricación. A través del modelado CAD es posible representar un objeto de manera virtual, lo que permite realizar simulaciones, visualizar su funcionamiento desde distintos ángulos y evaluar su comportamiento ante esfuerzos o movimientos. También posibilita generar representaciones realistas, planos normalizados, diagramas y animaciones. Otra de sus aplicaciones es la ingeniería inversa, que consiste en obtener un modelo digital a partir del escaneo tridimensional de una pieza existente. Gracias a estas características, el CAD es ampliamente utilizado en campos como el diseño industrial, la fabricación, el análisis estructural, la robótica y la realidad virtual. (Rojas Lazo & Rojas Rojas, 2006)

Por su parte, la impresión 3D se ha consolidado como una alternativa rápida y de bajo costo frente a los métodos tradicionales de manufactura. Su principal ventaja es la capacidad de fabricar piezas personalizadas y estructuras complejas, adaptadas a necesidades específicas, utilizando una gran variedad de materiales. Este proceso se realiza mediante una boquilla que deposita material fundido en movimientos controlados sobre los ejes X, Y y Z, creando el objeto capa por capa.(Ortiz, 2019)

Para fabricar un modelo físico, primero se diseña la pieza en un software de modelado 3D. Luego, este archivo se exporta en formato estereolitografía (.STL) y se introduce en el programa de la impresora, que lo transforma en cortes horizontales en 2D. A partir de estas secciones, la impresora construye el objeto mediante la técnica de modelado por deposición fundida (FDM), superponiendo capas sucesivas hasta completar la pieza tridimensional.(Cano Vicent & Serrano Aroca, 2021; Ortiz, 2019)

1.4. Antecedentes de la situación de estudio

Como un antecedente al macroproyecto del grupo de investigación INTERFAZ, se encuentra el proyecto “Diseño de un modelo anatómico para aprendizaje basado en simulación clínica para la práctica de tacto vaginal en gestantes” realizado por la diseñadora industrial Genny Andrea Laguado Serrano, dirigido por la profesora Clara Isabel López Gualdrón.

Cuyo objetivo era desarrollar un modelo anatómico que contribuya a la correcta interpretación de procedimientos para la valoración clínica simulada de tactos vaginales en gestantes para borramiento y dilatación, mediante la metodología "Diseño para la Manufactura"(DFM).

A partir de las validaciones realizadas con los participantes se concluyó que el modelo desarrollado es una herramienta altamente eficaz para la enseñanza simulada en entornos académicos de ginecología y obstetricia. **Figura 11.**

Figura 11 Modelo anatómico para tactos vaginales



Fuente: Proyecto de grado Genny Andrea Laguado Serrano

1.5. Alcances

Se busca llegar al desarrollo de un biomodelo mínimo viable ubicado en un Nivel de Madurez Tecnológica (TRL) 5, en el área de ortopedia por medio del diseño a detalle, fabricación de prototipo físico y validación del biomodelo en un entorno controlado con expertos en ortopedia de la Universidad Industrial de Santander.

1.6. Justificación

La aplicación de conocimientos teóricos en el área de la salud se convierte en un reto significativo para los estudiantes al momento de enfrentarse a casos reales (Alfonso Mantilla & Martínez Santa, 2015). En el caso específico de las maniobras de reducción de codo, los estudiantes requieren desarrollar habilidades prácticas para trabajar con pacientes de manera efectiva y segura.

El codo, al ser una articulación compuesta, presenta complejidad en su estructura y funcionamiento. Las complicaciones derivadas de una luxación de codo pueden implicar fracturas, lesiones en arterias, nervios, tendones o músculos (Rene Cailliet, 2006). Por lo tanto, estas lesiones se consideran emergencias, el paciente presenta dolor, edema, rango de

movilidad disminuido, deformidad del codo y como afecciones poco frecuentes, lesión nerviosa y de la arteria braquial (Jenkins Retana et al., 2023).

La simulación clínica en la educación médica ofrece un entorno ideal para que los estudiantes practiquen procedimientos médicos sin poner en riesgo la salud de los pacientes. Esta metodología permite cometer errores en un ambiente controlado, aprender de las consecuencias y rectificar las acciones hasta lograr el procedimiento de manera correcta (Villca, 2018).

Tras una revisión del mercado, se intuye que los biomodelos para prácticas de reducción de codo son escasos, lo cual genera un desafío en el aprendizaje de las maniobras de reducción. En universidades como la Universidad Industrial de Santander se recurre al uso de modelos de baja fidelidad que no asemejan las propiedades anatómicas y mecánicas del codo, dejando al estudiante con una impresión lejana al caso real.

Este proyecto busca contribuir en la formación de profesionales de la salud, desarrollando un biomodelo a partir de las capacidades locales, que sea asequible para el contexto regional e incidiendo en el aprendizaje de las maniobras de reducción de codo. En esta primera fase, el biomodelo se pondrá a prueba con expertos en ortopedia, con el fin de valorar su fidelidad y utilidad, como paso previo a ser implementado con estudiantes de medicina.

1.7. Formulación de la pregunta que permite abordar la situación de estudio o pregunta de investigación

¿En qué medida la aplicación de un simulador que asemeje las propiedades fisiológicas del codo podría impactar en las habilidades prácticas de los estudiantes de medicina para la realización de maniobras de reducción en la Universidad Industrial de Santander?

2. Grupo de investigación y aporte del estudiante

2.1. Grupo de investigación

INTERFAZ es un grupo de investigación perteneciente a la Escuela de Diseño Industrial de la Universidad Industrial de Santander, avalado por la universidad y

catalogado actualmente con categoría “A” por el Ministerio de Ciencia, Tecnología e innovación. Los estudios realizados por el grupo de investigación se centran en la solución de problemáticas propias de la región y el país, dando respuesta directa a necesidades sociales que requieren la generación de nuevos productos, servicios o experiencias, donde la investigación desarrollada por sus colaboradores se genera con alto nivel académico toma relevancia, en el mejoramiento de la sociedad.

2.2. Aporte del estudiante

Dentro del macroproyecto “Programa de simulación clínica con tecnologías convergentes para el aprendizaje de la atención primaria de urgencias en salud” del grupo de investigación INTERFAZ, este trabajo se posiciona en el proyecto 3: Modelo de integración de tecnologías convergentes para la manufactura de simuladores clínicos para la gestión del aprendizaje y la formación del talento humano en salud, cuyo objetivo es configurar un proyecto de diseño y manufactura de producto mínimo viable de simuladores clínicos de alta fidelidad, usados en la implementación de estrategias de gestión de aprendizaje para la atención de urgencias médicas.

3. Objetivos

3.1. Objetivo general

Desarrollar un simulador que asemeje las propiedades fisiológicas del codo para la enseñanza y práctica de maniobras de reducción en el área de ortopedia como herramienta para la educación basada en simulación clínica en estudiantes de medicina.

3.2. Objetivos específicos

- Establecer las características y especificaciones técnicas del biomodelo que representen tanto las funcionalidades como la apariencia de la articulación del codo mediante un estado del arte y análisis del mercado.
- Diseñar un biomodelo del codo que se asemeje las propiedades fisiológicas de la articulación, alineado con el análisis de materiales y procesos de manufactura.

- Evaluar la funcionalidad y utilidad del biomodelo mediante la valoración con expertos, como paso previo para demostrar su potencial en la práctica y enseñanza de maniobras de reducción.

4. Metodología

| Objetivo | Actividades | Resultados |
|--|--|--|
| <p>Establecer las características y especificaciones técnicas del biomodelo que representen tanto las funcionalidades como la apariencia de la articulación del codo mediante un estado del arte y análisis del mercado.</p> | <p>-Investigar estudios previos sobre modelos anatómicos del codo y consulta a ortopedistas y educadores médicos para identificar las características clave que debe tener el biomodelo.</p> <p>-Realizar entrevistas a estudiantes que estén rotando por ortopedia y profesores para comprender sus necesidades específicas en cuanto a la enseñanza de las maniobras de reducción de codo.</p> <p>-Determinar los requisitos técnicos del biomodelo, como el nivel de detalle anatómico, la movilidad de las articulaciones, la resistencia a la manipulación, los tipos de maniobras a realizar, etc.</p> <p>-Realizar un benchmarking y análisis de ingeniería inversa para establecer materiales que emulen la apariencia y propiedades</p> | <p>-Documento que reúne los hallazgos encontrados orientados a la propuesta de valor.</p> <p>-Diagrama de flujo en el proceso de inestabilidad del codo.</p> <p>-Documento con la definición de requerimientos de aprendizaje y requerimientos técnicos del biomodelo.</p> <p>-Malla de datos de materiales utilizados en la experimentación.</p> <p>-Documento de análisis de ingeniería inversa sobre materiales.</p> <p>-Bill of materials para preselección de materiales y procesos.</p> <p>-Matriz de selección del material a utilizar.</p> |

| | | |
|--|--|--|
| | <p>mecánicas de los biomodelos.</p> <ul style="list-style-type: none"> -Identificar y evaluar materiales comerciales que podrían ser implementados según capacidades locales. -Definir los casos clínicos y maniobras de reducción a realizar en el biomodelo. -Realizar pruebas de materiales para evaluar la semejanza de propiedades mecánicas del material con las propiedades fisiológicas del codo. -Definir los materiales que se utilizaran en el biomodelo. | |
| <p>Diseñar un biomodelo del codo que se asemeje las propiedades fisiológicas de la articulación, alineado con el análisis de materiales y procesos de manufactura.</p> | <ul style="list-style-type: none"> -Definir parámetros y restricciones para el diseño a detalle. -Diseñar a detalle el modelo anatómico del codo. -Fabricación de prototipos físicos del biomodelo utilizando los materiales seleccionados previamente. -Evaluación inicial de prototipos con estudiantes y expertos en ambiente de laboratorio. -Configuración de arquitectura de producto a | <ul style="list-style-type: none"> -Documento técnico de parámetros y restricciones del diseño a detalle. -Modelos CAD de la articulación del codo. -Prototipos funcionales. -Documento con recopilación de resultados de la evaluación de prototipos con estudiantes. |

| | | |
|--|---|--|
| | <p>partir de los resultados generados.</p> <p>-Desarrollo de modelos y prototipos.</p> | |
| <p>Evaluar la funcionalidad y utilidad del biomodelo mediante la valoración con expertos, como paso previo para demostrar su potencial en la práctica y enseñanza de maniobras de reducción.</p> | <p>-Identificar los criterios clave para evaluar la efectividad del biomodelo en el desarrollo de habilidades prácticas.</p> <p>-Planear el proceso de la prueba de validación y diseñar el modelo de evaluación de las competencias.</p> <p>-Seleccionar los expertos que harán parte de la validación.</p> <p>-Organizar sesiones de validación con expertos ortopedistas.</p> <p>-Recoger y analizar los resultados de la validación.</p> <p>-Definir mejoras a partir de la información obtenida.</p> | <p>-Documento con la estructura de la prueba, competencias, objetivos, proceso.</p> <p>-Base de datos de los participantes.</p> <p>-Retroalimentación del uso del biomodelo.</p> <p>-Lista de mejoras a implementar en el biomodelo.</p> |

5. Investigación y análisis de contexto

5.1. Estado del arte

5.1.1. *Objetivo*

Reconocer las características que favorecen el desarrollo de habilidades prácticas en simuladores clínicos para el aprendizaje de maniobras de reducción de codo, con el fin de aplicarlos en el diseño del simulador anatómico propuesto.

5.1.2. Pregunta de revisión

¿Qué características de los distintos tipos de simuladores clínicos favorecen el desarrollo y la percepción positiva del desarrollo de habilidades prácticas en el contexto del aprendizaje basado en simulación clínica?

Unidad de análisis: Aprendizaje basado en simulación clínica.

Variable dependiente: Desarrollo y percepción del proceso de formación de habilidades prácticas.

Evidencia empírica buscada: Características de los simuladores clínicos que favorecen el desarrollo de habilidades prácticas.

Variables explicativas: Tipos de simuladores clínicos.

5.1.3. Hipótesis

Los distintos tipos de simuladores clínicos poseen características específicas en su diseño y construcción que favorecen tanto al desarrollo como la percepción positiva de la formación en habilidades prácticas en el marco del aprendizaje basado en simulación clínica.

5.1.4. Metodología de la investigación

Para dar respuesta a la pregunta de investigación y cumplir con el objetivo planteado, se realizó una búsqueda más exhaustiva que abarcara no solo la literatura científica, sino también desarrollos tecnológicos registrados en patentes.

En este sentido, se llevó a cabo una revisión de la literatura en la base de datos Web of Science, con el fin de identificar publicaciones relevantes sobre simuladores clínicos aplicados a la práctica de maniobras de luxación articular. Para agilizar el proceso de selección de artículos y garantizar un proceso sistemático, se empleó la plataforma Rayyan, que facilitó el tamizaje y la validación de los criterios de inclusión y exclusión definidos. Complementariamente, se efectuó un estado de la técnica en la base de datos Google Patents, lo que permitió reconocer propuestas tecnológicas vinculadas al diseño y desarrollo de simuladores anatómicos.

5.1.5. Palabras clave y ecuaciones de búsqueda

Tabla 1 Palabras clave y ecuaciones de búsqueda del estado del arte

| Revisión de la literatura | Estado de la técnica |
|--|--|
| Palabras clave | |
| Dislocation - Luxation - Training - Joint - Simulator - Medical - Clinical - Skills - Practical | Joint - Dislocation - Luxation - Reduction - Manipulation - Articular - Orthopedic - Simulator - Trainer - Training - Device - Teaching - Educational model - Practice apparatus - Mock-up - Rehabilitation robot - System - Elbow - Shoulder - Hip - Knee - Wrist - Ankle |
| Ecuaciones de búsqueda | |
| 1. ((dislocation OR luxation) AND (dislocation AND training OR joint AND simulator) AND (medical AND training OR clinical AND skills OR practical AND skills)) | 1. ("joint dislocation" OR "luxation" OR "joint reduction" OR "joint manipulation") AND ("simulator" OR "trainer" OR "training device" OR "teaching device" OR "educational model" OR "manikin" OR "phantom" OR "practice apparatus" OR "mock-up") AND ("elbow" OR "shoulder" OR "hip" OR "knee" OR "joint") AND NOT (prosthesis OR implant OR arthroscopic OR surgical) |
| 2. ((dislocation OR luxation OR reduction) AND (dislocation AND training OR joint | 2. ("joint dislocation" OR "luxation" OR "joint reduction" OR "joint manipulation" |

| | |
|---|---|
| AND simulator) AND (medical AND training OR clinical AND skills OR practical AND skills)) | OR "articular reduction" OR "orthopedic reduction") AND ("simulator" OR "trainer" OR "training device" OR "teaching device" OR "educational model" OR "manikin" OR "phantom" OR "practice apparatus" OR "mock-up" OR "orthopedic trainer" OR "rehabilitation robot" OR "training system") AND ("elbow" OR "shoulder" OR "hip" OR "knee" OR "wrist" OR "ankle" OR "joint") AND NOT (prosthesis OR implant) |
|---|---|

5.1.6. Criterios de inclusión y exclusión

Tabla 2 Criterios de inclusión y exclusión del estado del arte

| Revisión de la literatura | Estado de la técnica |
|---|--|
| Inclusión | |
| <p>Publicaciones en revistas indexadas en bases de datos reconocidas.</p> <p>Artículos publicados entre 2015 y 2025.</p> <p>Estudios que aborden simuladores clínicos, modelos anatómicos o dispositivos de entrenamiento para la práctica de luxaciones articulares.</p> <p>Trabajos que incluyan información sobre materiales, fidelidad, movilidad o impacto educativo en estudiantes de medicina.</p> | <p>Patentes publicadas entre 2010 y 2025.</p> <p>Simuladores, dispositivos médicos o biomodelos que representen articulaciones humanas y estén orientados al entrenamiento clínico.</p> <p>Patentes que especifiquen materiales, mecanismos de movilidad o componentes aplicables al diseño de un biomodelo de codo.</p> |

| | |
|--|--|
| Textos en inglés o español con acceso al texto completo. | |
| Exclusión | |
| <p>Publicaciones anteriores a 2015.</p> <p>Estudios que se enfoquen únicamente en simulación digital o realidad virtual, sin relación con modelos físicos.</p> <p>Documentos sin acceso completo o en idiomas distintos al inglés y español.</p> <p>Publicaciones que incluyeran los términos arthroscopic, surgical, report.</p> <p>Reportes de casos clínicos.</p> | <p>Publicaciones que incluyeran los términos prosthesis, implant, arthroscopic o surgical.</p> <p>Patentes centradas únicamente en software, simulación virtual o aplicaciones digitales sin un modelo físico.</p> |

5.1.7. Resultados revisión de la literatura

Tabla 3 Resultados revisión de la literatura

| | | |
|-------------------|-----------------------------|---------------------|
| Fecha de búsqueda | 09 de mayo de 2025 | |
| Hora de búsqueda | 10:00 a.m. | |
| Etapa del proceso | Descripción | Número de artículos |
| Identificación | Resultados de la ecuación 1 | 57 |
| | Resultados de la ecuación 2 | 63 |

| | | |
|------------|---|-----|
| | Total identificados | 120 |
| Depuración | Eliminados por duplicados | 14 |
| Cribado | Artículos tras eliminar duplicados | 106 |
| Excluidos | Artículos excluidos por título y resumen (no cumplen criterios) | 100 |
| Incluidos | Artículos que cumplen criterios de inclusión | 5 |

Los artículos incluidos en esta revisión de la literatura corresponden a estudios donde evaluaron la factibilidad de implementar simuladores de alta fidelidad para la reducción de grandes dislocaciones articulares (hombro, codo y cadera) en programas de residencia médica (Lefebvre et al., 2025); estudios donde se desarrollaron modelos para la práctica de reducciones de dislocaciones proximales interfalángicas, dorsales y volares (Lord et al., 2023); un modelo de bajo costo y fácil replicación, llamado ReducTrain, diseñado para el entrenamiento de luxaciones de hombro (Taneja et al., 2023); modelos anatómicos para la simulación de la cirugía de trocleoplastia (Yu et al., 2023); y un estudio donde compararon la efectividad de la enseñanza quirúrgica mediante simulación frente a la enseñanza en vivo en la técnica de artroplastia total de cadera (Wang et al., 2020). La información ampliada de estos artículos se encuentra en el Apéndice A.

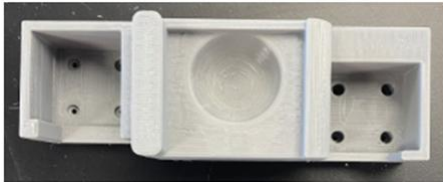
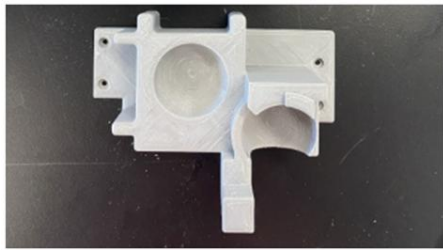
Se identificaron resultados favorables, donde se destaca el incremento en la tasa de éxito y la reducción en los tiempos de ejecución después de un segundo intento, lo que refleja una curva de aprendizaje más eficiente; asimismo, se identificaron características relevantes en la construcción de los modelos, como el uso de impresión 3D y mecanismos que simulan resistencias.

La impresión 3D estuvo presente en varios estudios, demostrando ser un proceso confiable que facilita la iteración rápida y la creación de geometrías precisas que difícilmente se podrían obtener con otras tecnologías, un ejemplo de ello es ReducTrain (Taneja et al., 2023). Este mismo enfoque se aplicó en simuladores de mayor complejidad, como los dispositivos para la simulación de displasia troclear y artroplastias de cadera, los cuales permiten entrenar técnicas quirúrgicas complejas cuya enseñanza suele estar limitada por los altos costos y la escasa disponibilidad de cadáveres (Wang et al., 2020; Yu et al., 2023). En el caso del modelo para luxación interfalángica proximal, la impresión 3D se utilizó para crear un sistema mecánico ensamblado que representaba los huesos, lo que aumentó la confianza de los estudiantes y se destacó por su accesibilidad y realismo táctil (Lord et al., 2023).

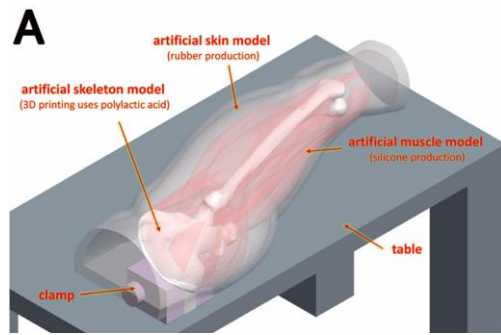
La revisión también permitió identificar los mecanismos utilizados para simular fuerzas y resistencias equivalentes a ligamentos, tendones y músculos, garantizando al mismo tiempo, la movilidad y estabilidad de la articulación. En el modelo ReducTrain se emplearon bandas elásticas para imitar la tensión de músculos y tendones en el hombro (Taneja et al., 2023). El uso de bandas, junto con cables y resortes, también estuvo presente en simuladores de alta fidelidad para hombro, codo y cadera (Lefebvre et al., 2025). Por su parte, en el modelo de luxación interfalángica proximal se utilizaron tornillos y arandelas de neopreno que proporcionaban fricción y resistencia durante la maniobra de reducción (Lord et al., 2023).

Tabla 4 Diagrama de afinidad de la revisión de la literatura

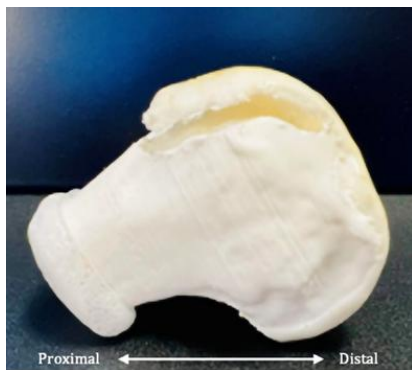
| |
|--------------|
| Impresión 3D |
|--------------|



Simulation device for shoulder reductions:
overview of prototyping, testing, and design
instructions



Surgery simulation teaching based on real reconstruction aid versus traditional surgical live teaching in the acquisition of an adult total hip arthroplasty surgical technique for developmental dysplasia of the hip: a randomized comparative study



3D Printed Models of Trochlear Dysplasia and Trochleoplasty Simulation for Trainee Education



Application of a Low-cost, High-fidelity Proximal Phalangeal Dislocation Reduction Model for Clinician Training

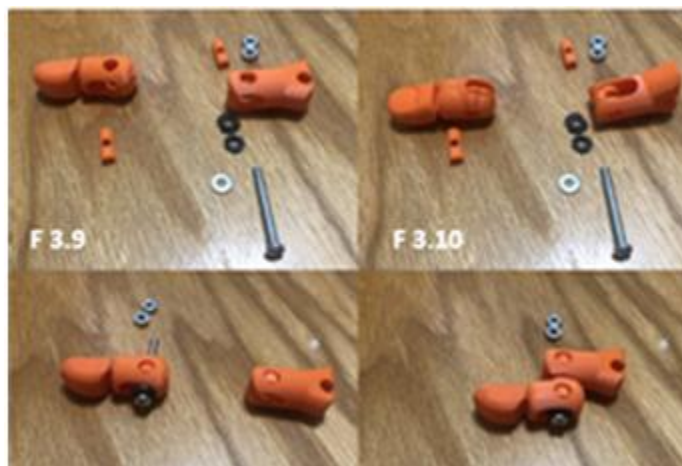


Simulation device for shoulder reductions:
overview of prototyping, testing, and design

instructions



Feasibility and efficacy of simulation training for
joint dislocation management in residency



Application of a Low-cost, High-fidelity Proximal Phalangeal Dislocation Reduction Model for Clinician
Training

5.1.8. Resultados del estado de la técnica

Tabla 5 Resultados del estado de la técnica

| | | |
|-------------------|--|--------------------|
| Fecha de búsqueda | 21 de agosto de 2025 | |
| Hora de búsqueda | 2:00 p.m. | |
| Etapa del proceso | Descripción | Número de patentes |
| Identificación | Resultados de la ecuación 1 | 70 |
| | Resultados de la ecuación 2 | 102 |
| | Total identificados | 172 |
| Excluidos | Patentes excluidas por título y resumen (no cumplen criterios) | 165 |
| Incluidos | Patentes que cumplen criterios de inclusión | 7 |

En las patentes analizadas, se identificó una variedad de mecanismos orientados a distintas articulaciones e incluso, algunos modelos de cuerpo completo. Se incluyeron patentes que proponían dispositivos de entrenamiento para el aprendizaje de técnicas de reducción de articulaciones dislocadas con alto grado de realismo (Nakazawa, 2015; Patterson et al., 2022; Shuhei et al., n.d.; Strauss & Colley, 2024; Tsujisaka & 圭央 辻坂, 2011); una patente que ofrecía un modelo de ortopedia para la práctica de múltiples habilidades quirúrgicas y de primeros auxilios (王尧 et al., 2018); y una patente que, aunque no es de carácter médico, presentaba un maniquí de entrenamiento para artes marciales capaz

de simular fracturas articulares y proporciona retroalimentación inmediata sobre fuerza, presión y ángulos aplicados (Daniels & Ordini, 2014). La información ampliada de estas patentes se encuentra en el Apéndice A.

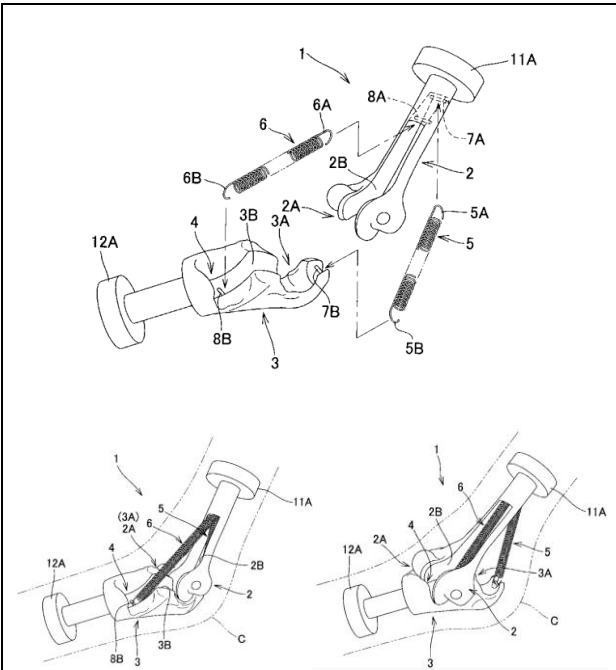
Dentro de los factores técnicos de estos modelos, se resalta el uso de resortes y bandas elásticas internas que reproducen la tensión ligamentaria y mantenían la estabilidad articular, estas estructuras, combinadas con modificaciones anatómicas en los huesos permitieron simular luxaciones anteriores y posteriores, facilitando la práctica las maniobras de reducción. El modelo más básico identificado fue un prototipo de baja fidelidad, que consta de dos elementos articulares de madera conectados por bandas elásticas (Strauss & Colley, 2024). En contraste, el dispositivo para entrenamiento en reducción articular presenta avances en la similitud anatómica de la articulación, incorporando resortes como mecanismo principal (Patterson et al., 2022). Los resortes también están presentes en el modelo de entrenamiento de displasia de codo y en la estructura pseudo-articular para reducción, ambos con mayor detalle anatómico (Nakazawa, 2015; Tsujisaka & 圭央 辻坂, 2011).

El modelo de manipulación de huesos del cuerpo humano empleó imanes para representar el encaje articular (Shuhei et al., n.d.). Este mecanismo permite transiciones rápidas a bajo costo de producción.

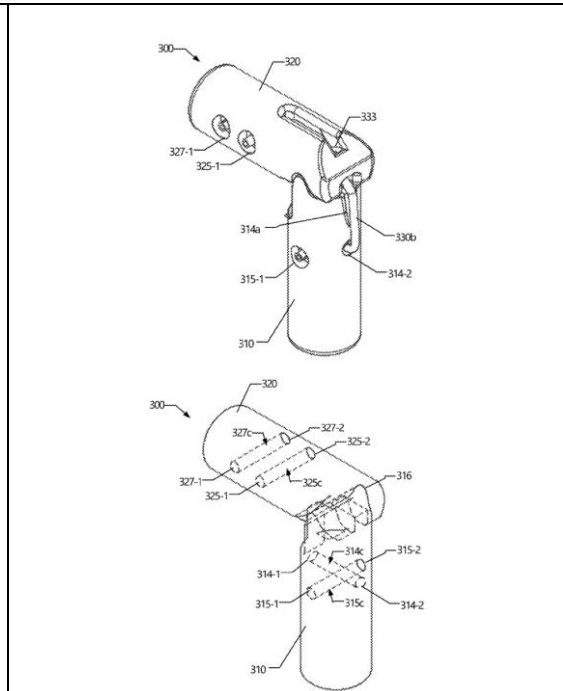
Finalmente, tres patentes se destacan por su innovación tecnológica a través de sensores capaces de registrar fuerzas, ángulos de movimiento, orientación, velocidad y aceleración durante las maniobras; la colección de estos datos permite retroalimentación inmediata para el usuario (Daniels & Ordini, 2014; Patterson et al., 2022). El modelo de entrenamiento de primeros auxilios en ortopedia amplió su utilidad hacia diversos procedimientos al integrar piel de TPE, huesos con contraste radiográfico y vasos artificiales (王尧 et al., 2018).

Tabla 6 Diagrama de afinidad del estado de la técnica

| |
|---|
| Resortes o elementos elásticos internos |
|---|



Elbow joint diaphysis training model



Joint dislocation reduction simulation apparatus

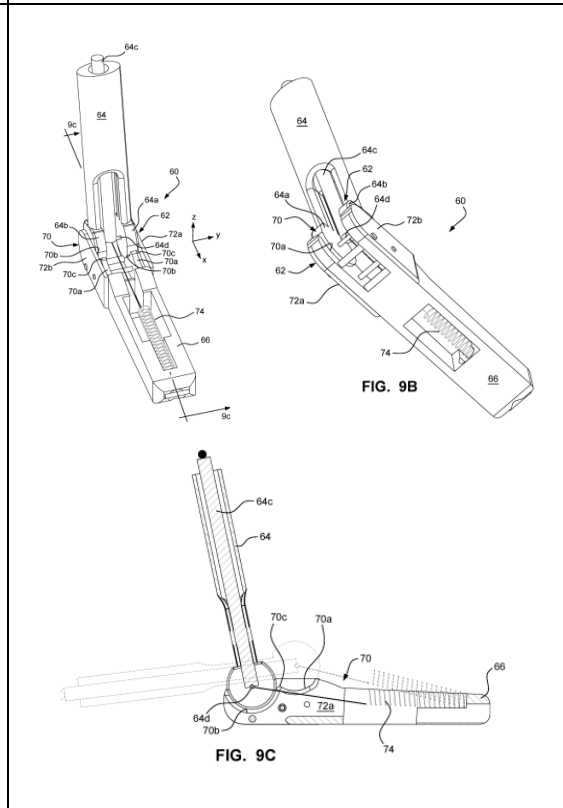
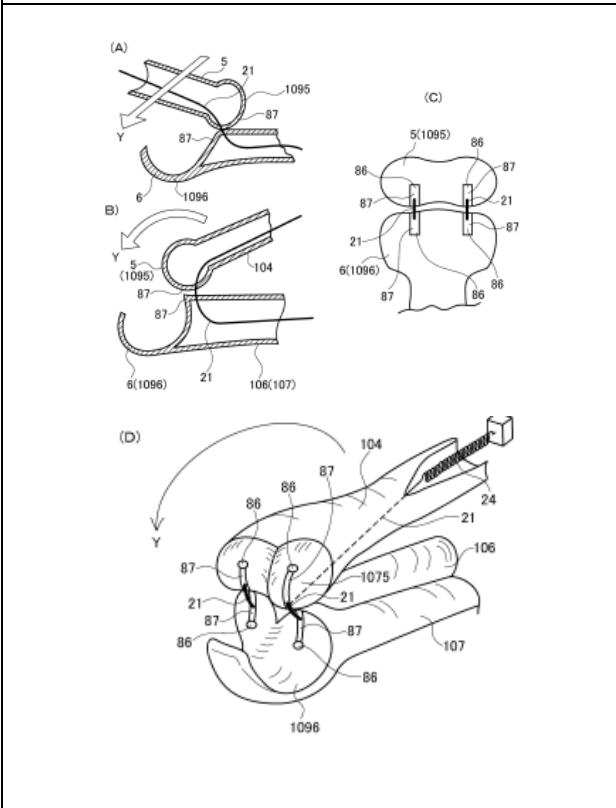
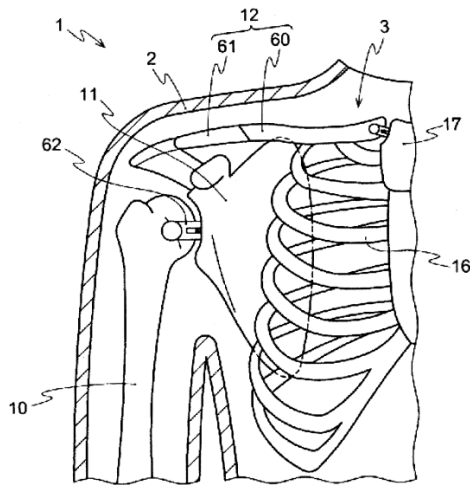


FIG. 9B

FIG. 9C

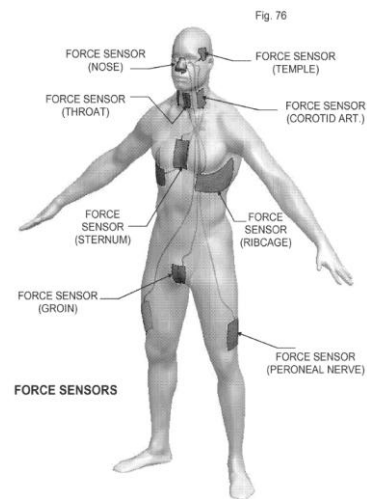
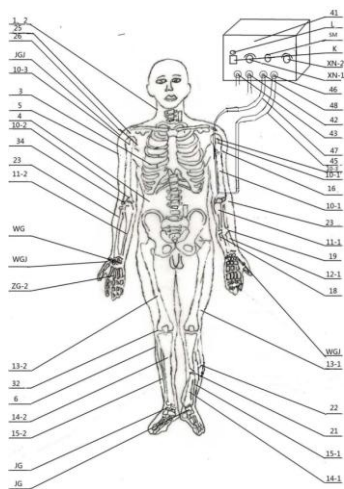
| | |
|--|--|
| <p>Pseudo-joint structure and reduction operation learning device for learning reduction operation for joint dislocation</p> | <p>Joint reduction simulation training devices and methods</p> |
|--|--|

Imanes como sistema de encaje



The grasp method of the teaching instrument of human body grasping bonesetting technology and the bonesetting technology employing this teaching instrument of human body


Innovación tecnológica







| | |
|---|---|
| High-simulation orthopedics first-aid training and examining model for multiple surgical skills | Systems and methods for martial arts training devices with anatomically accurate force, pressure and other response |
| <p style="text-align: center;">Joint reduction simulation training devices and methods</p> | |

5.1.9. Benchmarking

Tabla 7 Benchmarking

| Modelo | Empresa | Descripción | Lugar de fabricación | Precio |
|--|-------------------|--|----------------------|----------|
|  <p>Articulación de Codo con Músculos</p> | GPI Anatomical | Este modelo anatómico muestra el codo derecho en tamaño completo con los músculos bíceps, tríceps, flexor radial del carpo pronador redondo y extensor radial largo del carpo. Los nervios mediano cubital y radial; los huesos del cúbito húmero y radio. | USA | \$166,45 |

| | | | | |
|---|---------------------------|---|-----------------|-----------------|
|  <p>Codo Básico – Modelo #1830</p> | <p>GPI Anatomical</p> | <p>El modelo normal de tamaño completo del hueso del codo derecho incluye: huesos del húmero, el radio y el cúbito; cápsula articular; ligamento anular de radio, cordón oblicuo, ligamentos colaterales radiales y colaterales cubitales.</p> | <p>USA</p> | <p>\$78,75</p> |
|  <p>Modelo funcional de la articulación del codo de lujo</p> | <p>3B Scientific</p> | <p>Este modelo funcional de la articulación derecha con ligamentos, de alta calidad y tamaño natural, representa la anatomía y las posibilidades de movimiento fisiológico. La coloración de los huesos moldeados conforme con su original es extremadamente realista.</p> <p>El cartílago en las superficies articulares se representa en color azul.</p> | <p>Alemania</p> | <p>136,73€</p> |
|  <p>Articulación del codo, 8 piezas - 3B Smart Anatomy</p> | <p>3B Scientific</p> | <p>El modelo muestra el codo derecho de un hombre con todos los músculos y los orígenes y las inserciones musculares del húmero, así como del radio y el cúbito. Las superficies de las inserciones y de los orígenes musculares están resaltadas y codificadas por colores (origen = rojo; inserción = azul) con fines didácticos. Los músculos están insertados en las superficies de los orígenes y de las inserciones musculares correspondientes y, por lo tanto, se pueden extraer.</p> | <p>USA</p> | <p>\$505,00</p> |

| | | | | |
|---|---|---|--------|----------|
|  | Amaro & King | Este simulador consiste en un brazo para practicar inyecciones. La consistencia realista y la óptica de la piel de vinilo forman unas condiciones idóneas y fieles al natural para practicar. | México | \$19,585 |
| Simulador de inyección de articulación de codo | La selección de este modelo es debido a las condiciones idóneas y fieles de la piel, esta es una base conceptual sobre un material que se puede implementar en el producto final. | | | |

5.1.10. Conclusiones del estado del arte

A partir del estado del arte se confirma que el uso de simuladores para la enseñanza de maniobras de reducción contribuye a mejorar la tasa de éxito y favorece una curva de aprendizaje más eficiente (Lefebvre et al., 2025). Los modelos de baja fidelidad resultan más económicos y sencillos de fabricar, aunque presentan la limitación de no reproducir adecuadamente la resistencia mecánica de la articulación. En contraste, los simuladores de mayor fidelidad emplean resortes y elastómeros de alta densidad, materiales que representan con mayor precisión la tensión de ligamentos, tendones y músculos por su nivel de resistencia. Esta característica aporta un mayor realismo a la práctica, favoreciendo el desarrollo de habilidades clínicas en un entorno, lo que incrementa la confianza del estudiante y lo preparan para un ambiente clínico (Rodríguez A.F. et al., 2023).

Tras la revisión de la literatura se identificaron artículos relacionados con diferentes articulaciones; sin embargo, solo uno incluyó la articulación del codo, en un estudio conjunto con hombro y cadera. Dichos trabajos no se enfocaban únicamente en maniobras de reducción articular, sino también en entrenamiento quirúrgico, destacando la efectividad de los simuladores en el desarrollo de habilidades clínicas. De manera complementaria, el estado de la técnica enriqueció los hallazgos al evidenciar simuladores de baja y alta fidelidad, demostrando resultados que se centraban en los materiales, mecanismos y diseños empleados para su fabricación. Respecto a los productos disponibles en el mercado, se encontró una oferta limitada a modelos anatómicos orientados al aprendizaje anatómico de la articulación del codo.

De la evidencia revisada se identifica una oportunidad de innovación, dado que existe un vacío en el desarrollo de simuladores orientados específicamente a la articulación del codo. Además, los modelos encontrados provienen en su mayoría de contextos internacionales, lo que dificulta su acceso para programas de formación en universidades locales. Finalmente, en el mercado comercial no se dispone de simuladores especializados para la práctica de maniobras de reducción de luxaciones, se evidencia que los modelos existentes se enfocan principalmente en la enseñanza anatómica.

Tabla 8 Características identificadas en los documentos del estado del arte

| Tipo | Título | Año | Características del modelo/simulador |
|-----------|---|------|---|
| Artículos | Feasibility and efficacy of simulation training for joint dislocation management in residency | 2025 | Uso de articulaciones diseñadas en madera privada con moldes de resina de alta densidad. Validación con residentes médicos. Evalúa confianza, competencia y habilidad práctica. |
| | Application of a Low-cost, High-fidelity Proximal Phalangeal Dislocation Reduction Model for Clinician Training | 2023 | Uso de impresión 3D y componentes mecánicos de bajo costo. Enfatiza realismo táctil y resistencia mecánica. Validado con usuarios clínicos. |
| | Simulation device for shoulder reductions: overview of prototyping, testing, and design instructions | 2023 | Uso de impresión 3D y materiales accesibles. Alta durabilidad. Componentes ajustables que permiten entrenar distintos |

| | | | |
|----------|---|------|--|
| | | | <p>niveles de complejidad en la reducción.</p> <p>Simulación de fuerza muscular con bandas elásticas.</p> |
| | <p>Surgery simulation teaching based on real reconstruction aid versus traditional surgical live teaching in the acquisition of an adult total hip arthroplasty surgical technique for developmental dysplasia of the hip: a randomized comparative study</p> | 2020 | <p>Simulación basada en reconstrucción 3D real.</p> <p>Mejor desempeño inicial en comparación con método tradicional.</p> <p>Los resultados se igualan con práctica repetida.</p> |
| | <p>3D Printed Models of Trochlear Dysplasia and Trochleoplasty Simulation for Trainee Education</p> | 2023 | <p>Uso de impresión 3D para generar anatomías personalizadas.</p> <p>Útil para planificación quirúrgica y entrenamiento previo a casos reales.</p> |
| Patentes | <p>Joint reduction simulation training devices and methods</p> | 2022 | <p>Modelo de codo con sistema de simulación de luxaciones y fracturas, orientado a entrenamiento médico. Incluye articulación con movilidad ajustable.</p> <p>Enfocado más en fracturas múltiples que en luxaciones simples; estructura compleja para manufactura local.</p> |

| | | | |
|--|---|------|---|
| | Elbow joint diaplasis training model | 2012 | <p>Simulador de articulación de codo para entrenamiento quirúrgico. Incluye movilidad en flexión y extensión.</p> <p>Bajo realismo en la resistencia ligamentaria; limitado a pocos tipos de maniobras.</p> |
| | High-simulation orthopedics first-aid training and examining model for multiple surgical skills | 2020 | <p>Modelo anatómico de alto realismo para formación médica, materiales con simulación de tejidos blandos.</p> <p>Alto costo de producción; limitado acceso a materiales en mercados locales.</p> |
| | The grasp method of the teaching instrument of human body grasping bonesetting technology and the bonesetting technology employing this teaching instrument of human body | 2015 | <p>Dispositivo para entrenamiento en luxación de codo, permite simular inestabilidad articular.</p> <p>Restringido a un solo tipo de luxación; poco adaptable a diferentes escenarios.</p> |
| | Pseudo-joint structure and reduction operation learning device for learning reduction operation for joint dislocation | 2018 | <p>Simulador pseudo-articular con ligamentos sintéticos para entrenamiento ortopédico.</p> <p>Menor durabilidad en ligamentos tras varios usos; no contempla variaciones en resistencia.</p> |

| | | | |
|--|---|------|--|
| | Joint dislocation reduction simulation apparatus | 2025 | Modelo de articulación para entrenamiento quirúrgico y reducción, incluye sensores de retroalimentación. Muy avanzado tecnológicamente; alto costo e inviabilidad de implementación en contextos de bajo presupuesto. |
| | Systems and methods for martial arts training devices with anatomically accurate force, pressure and other response | 2016 | Sistema modular de simulación ortopédica, permite reemplazo de piezas y ajustes de tensión. Complejidad técnica y dependencia de materiales especializados; más orientado a fracturas que a luxaciones. |

5.2. Exploración con usuarios y expertos

En la investigación, orientada a comprender las necesidades específicas de los usuarios, fue importante averiguar sobre la experiencia de formación actual en maniobras de reducción de codo en la Universidad Industrial de Santander, con el fin de identificar las limitaciones de los recursos disponibles y las expectativas frente al biomodelo a desarrollar.

Para ello, se realizó una entrevista semiestructurada, puesto que se empleó una guía de preguntas previamente elaborada, pero se permitió a los encuestados responder de manera amplia y libre. La entrevista fue aplicada a un docente especialista en ortopedia y traumatología con subespecialidad en mano y miembro superior, así como a cuatro estudiantes de quinto año de medicina que se encontraban en rotación por ortopedia.

A partir de estas entrevistas se conoció la metodología empleada en la enseñanza de ortopedia, la cual se basa principalmente en un enfoque teórico y visual, apoyado por

diapositivas, radiografías y videos. Aunque existen modelos de baja fidelidad para algunas articulaciones, no hay disponibles para el codo. Los estudiantes coinciden en que el aprendizaje teórico resulta insuficiente, puesto que trasladar ese conocimiento a la práctica real genera dudas sobre la fuerza a ejercer, la posición correcta y el control de la maniobra. Tanto el experto como los estudiantes resaltan que el tiempo en clase es limitado y no siempre permite reforzar lo aprendido con práctica. Al final de la rotación se espera que el estudiante reconozca las diferencias entre un codo normal y uno patológico, que sean capaces de interpretar imágenes diagnósticas y comprendan la biomecánica de las maniobras.

Los estudiantes señalan que los recursos actuales no favorecen el desarrollo de la confianza, ni la destreza requerida para enfrentar un caso real. Los modelos de baja fidelidad resultan útiles para memorizar los movimientos de la articulación, pero generan una idea errónea de que el procedimiento es más sencillo de lo que realmente es en un paciente. Estos modelos no reproducen factores clave como la resistencia muscular, la inflamación, la colaboración del paciente o la posibilidad de fracturas asociadas, además, se quedan escasos en aspectos físicos de los pacientes que dificultan la reducción, como la edad (piel frágil en adultos mayores) o el volumen de tejido graso o muscular.

Cuando se les consultó a los usuarios sobre el desarrollo de un biomodelo especializado para la enseñanza y práctica de maniobras de reducción de codo, plantearon que un modelo ideal debería incorporar resistencia muscular, posibilidad de interposición de tejidos y variación de escenarios clínicos. También sugirieron incluir elementos adicionales como nervios o arterias para concientizar sobre los riesgos del procedimiento. Los estudiantes destacaron que un factor clave es el realismo táctil, con referencias óseas palpables para confirmar la correcta ejecución de la maniobra, así como la posibilidad de replicar pacientes con diferentes texturas corporales. En el Apéndice B se encuentran las transcripciones de las entrevistas al experto y los estudiantes.

5.2.1. Conclusiones de entrevistas

Se identificó una brecha significativa en la formación práctica en la reducción de luxaciones de codo. A pesar de la existencia de modelos de baja fidelidad en la universidad para otras articulaciones, estos resultan prácticos para el desarrollo de competencias

manuales, aunque al no ser con realismo anatómico genera una idea errónea al momento de enfrentar casos reales. A partir de esta afirmación se considera pertinente diseñar un biomodelo específico que responda las necesidades de los usuarios dentro del contexto académico colombiano.

La simulación clínica se reconoce como una estrategia pedagógica clave que contribuye al desarrollo de destrezas prácticas como el reconocimiento anatómico por palpación, la aplicación y control de la fuerza durante las maniobras, la toma de decisiones clínicas seguras y la adquisición de confianza en la ejecución del procedimiento.

6. Requisitos técnicos del biomodelo

6.1. Componentes y funciones esperadas

El diseño de este biomodelo pretende suplir las limitaciones encontradas en la enseñanza de maniobras de reducción de codo, integrando componentes que aporten un mayor grado de realismo anatómico, mecánico y táctil. Para lograrlo, se plantean los siguientes criterios clave:

- Huesos con proporciones reales, aplicando dimensiones basadas en datos antropométricos del adulto promedio colombiano.
- Materiales que aseguren la durabilidad y resistencia necesarias para la manipulación y repetición de las maniobras.
- Reproducción del rango de movimiento en flexión y extensión, asegurando la estabilidad articular.
- Incorporación de elementos que generen resistencias localizadas en puntos clave definidos con el docente experto, donde simulando la tensión natural de ligamentos y tendones.
- Referencias óseas palpables del triángulo de Nelaton que sirven como guía para el estudiante durante la ejecución de la técnica.

6.2. Definición de casos clínicos

A partir de las consultas con el docente especialista, se descartó la inclusión de la luxación divergente de codo, esto debido a la baja frecuencia en la experiencia clínica. El

análisis del estado del arte reveló que los modelos de simulación reportados para la articulación del codo se centraron en las luxaciones, posterior simple, y en algunos casos, la luxación anterior.

En el biomodelo propuesto se plantea avanzar un paso más, incorporando la simulación de luxaciones simples en cuatro direcciones: posterior, anterior, medial y lateral. Este alcance pretende cubrir los escenarios básicos en la práctica clínica, ofreciendo al estudiante la posibilidad de reconocer diferentes estados de inestabilidad articular y aplicar las maniobras correspondientes. De esta forma, se establece un biomodelo inicial con potencial para evolucionar hacia versiones que incorporen casos clínicos de mayor complejidad.

6.3. Definición de maniobras de reducción

Definidos los casos clínicos, el biomodelo debe permitir la ejecución de las maniobras de reducción asociadas a cada uno:

Luxación posterior simple:

- Reducción en decúbito prono: Se sujeta la muñeca y aplica tracción hacia abajo con una ligera supinación en el antebrazo, mientras con la otra mano ejerce una presión suave sobre el olécranon (de Pablo Márquez et al., 2017), ver figura 12.

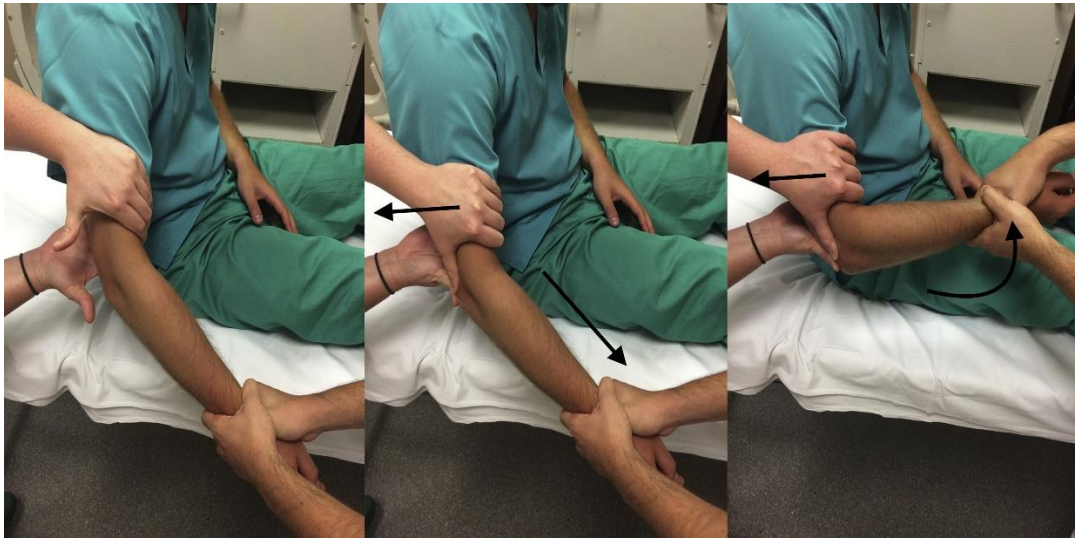
Figura 12 Maniobra de reducción en decúbito prono



Fuente: “Luxación de codo” por B. de Pablo Márquez, P. Castellón Bernal, M.C. Bernaus Johnson y N.M. Ibañez Aparicio, 2019

- Reducción en decúbito supino: Uno de los profesionales asegura el brazo contra la camilla, mientras que el segundo clínico toma la muñeca y aplica tracción continua en dirección del eje del húmero (de Pablo Márquez et al., 2017) como se observa en la figura 13.

Figura 13 Maniobra de reducción en decúbito supino



Fuente: “Luxación de codo” por B. de Pablo Márquez, P. Castellón Bernal, M.C. Bernaus Johnson y N.M. Ibañez Aparicio, 2019

- Reducción en sedestación: El clínico sostiene el antebrazo en extensión mientras aplica presión continua sobre el olécranon (de Pablo Márquez et al., 2017). La referencia de las maniobras están en la figura 14.

Figura 14 Maniobra de reducción en sedestación



Fuente: “Luxación de codo” por B. de Pablo Márquez, P. Castellón Bernal, M.C. Bernaus Johnson y N.M. Ibañez Aparicio, 2019

Luxación anterior simple:

- Reducción tracción-contratracción modificada: Se ejerce tracción en línea para liberar el olécranon del húmero. Luego, un segundo profesional aplica presión hacia posterior sobre el antebrazo proximal (Gottlieb, 2022) como se puede apreciar en la figura 15.

Figura 15 Maniobra de reducción para anterior simple



Fuente: “Managing elbow dislocations” por Gottlieb, M, 2022

Luxación medial simple:

- Reducción por tracción y corrección del valgo: El clínico inicia la maniobra con tracción longitudinal del antebrazo, seguida de contratracción junto con fuerza de valgo y empuje lateral sobre el codo (Kapil Mani et al., 2021).

Luxación lateral simple:

- Reducción por tracción y corrección del desplazamiento: El profesional aplica tracción longitudinal en el antebrazo, y manteniendo la tracción, realiza una corrección empujando el antebrazo hacia la línea media (Gokcen et al., 2013).

7. Selección de materiales

Para el desarrollo del biomodelo, se evaluaron distintos materiales con el objetivo de garantizar resistencia, realismo y viabilidad en el contexto académico.

Para la creación de los huesos, se optó por el proceso de impresión 3D, dada su capacidad de producir geometrías complejas y la facilidad de realizar iteraciones (Taneja et al., 2023). Se pusieron a prueba tres filamentos termoplásticos: Ácido Poliláctico (PLA), Acrilonitrilo Estireno Acrilato (ASA) y Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS).

1. Ácido Poliláctico (PLA): Se comenzó con el filamento PLA, dado que es de los materiales más accesibles en el mercado para impresión 3D. Sin embargo, al someter las piezas a pruebas con fuerzas aplicadas, estas se fracturaron con facilidad, demostrando que no ofrecían la resistencia necesaria.
2. Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS): El filamento ABS, presentó mayor resistencia y durabilidad frente a las pruebas. Aunque inicialmente se rompió bajo mucha fuerza, se logró mejorar su desempeño ajustando parámetros de impresión, como el aumento en el porcentaje de relleno y la orientación de las piezas (de vertical a horizontal). Con estos cambios, el material soportó satisfactoriamente las cargas generadas.
3. Acrilonitrilo Estireno Acrilato (ASA): Se considero el ASA como alternativa del ABS, ya que poseen propiedades de resistencia mecánica similares. No obstante, se

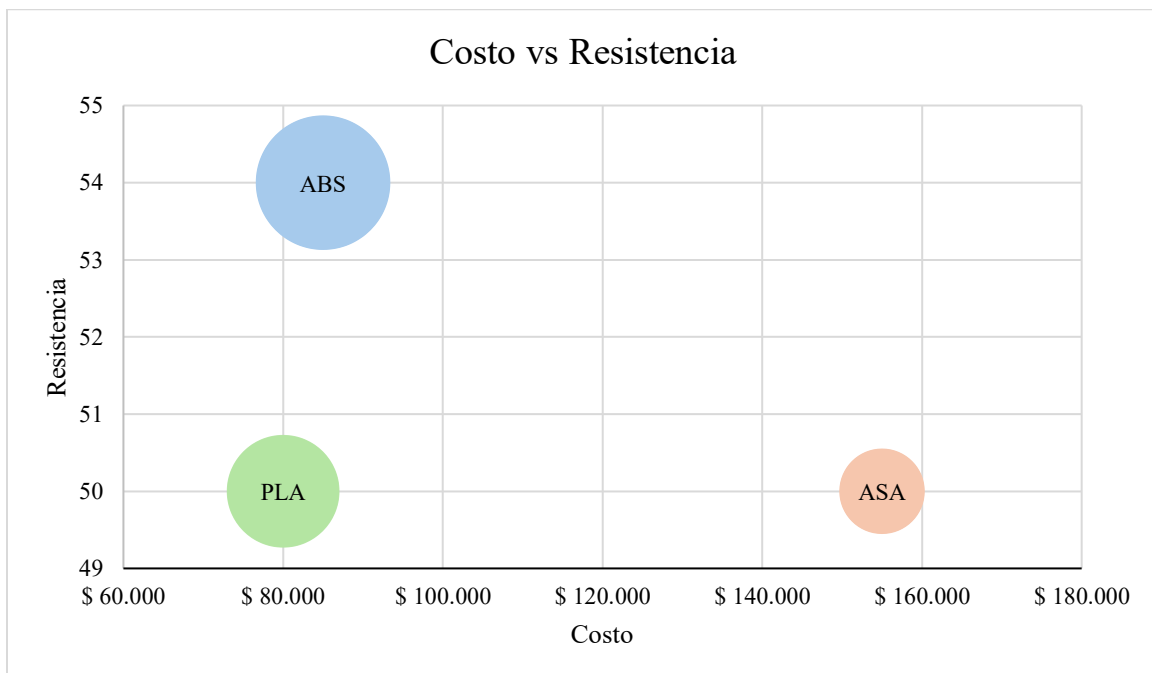
descartó debido a su mayor costo y dificultad de impresión en algunos equipos de impresión.

Por estas razones, el material seleccionado para la construcción de los huesos fue el ABS, al representar el mejor equilibrio entre resistencia, disponibilidad y costo.

Tabla 9 Propiedades de materiales para impresión 3D

| Material | Densidad (g/cm ³) | Resistencia a la tracción (MPa) | Costo (1 Kg) |
|----------|-------------------------------|---------------------------------|--------------|
| PLA | 1,24 | 50 - 60 | \$80.000 |
| ABS | 1,04 | 54 | \$85.000 |
| ASA | 1 | 50 | \$155.000 |

Figura 16 Gráfica de costos vs resistencia de materiales de impresión 3D



La elección del material para simular los ligamentos y las fuerzas ejercidas por tendones era importante para mantener la estabilidad de la articulación y representar el realismo mecánico al momento de las maniobras.

Se pusieron a prueba dos materiales, las ligaduras para torniquete y un elástico de banda plana (MX Textil). Las ligaduras ofrecieron buena elasticidad, pero perdieron resistencia y sufrieron desgarros tras varios usos. En contraste, el elástico de banda plana presentó mejor desempeño, manteniendo su integridad y respuesta elástica durante las pruebas. Estos materiales se le presentaron al experto en ortopedia, el cual determinó que el elástico de banda plana era la mejor opción por su capacidad de simular la tensión muscular y ligamentaria.

7.1. Materiales seleccionados

Tabla 10 Materiales seleccionados

| Componente | Material | Propiedades clave |
|-----------------------|--|--|
| Huesos | Acrilonitrilo Butadieno Estireno (ABS) | Rigidez: Buena rigidez estructural, útil para piezas que soportan cargas o movimientos repetitivos. Acabado: Superficie relativamente lisa, se puede lijar y post-procesar. Durabilidad: Buena resistencia a desgaste. |
| Tendones y ligamentos | Elástico de banda plana | Ancho y grosor: 0,8 mm × 15 mm Elasticidad: Alta elongación y recuperación casi inmediata. Resistencia: Diseñado para soportar tensión repetitiva sin deformación permanente. |

| | | |
|--|--|----------------------------|
| | | Tacto: Suave, no abrasivo. |
|--|--|----------------------------|

8. Requerimientos y parámetros del biomodelo

Partiendo de las necesidades de los usuarios y teniendo en cuenta el alcance proyectado, se identificaron los siguientes requerimientos para el desarrollo de un simulador destinado a la enseñanza y práctica de maniobras de luxación de codo.

- El modelo debe incluir referencias óseas palpables —epicóndilo medial, epicóndilo lateral y olécranon— que conforman el triángulo de Nélaton, facilitando el reconocimiento anatómico de la articulación.
- Optando por preparar al estudiante en los casos más comunes, las dimensiones óseas del simulador deben corresponder a las medidas de un adulto de 32 años, esto ya que esta es la edad promedio en Colombia (Presidencia, 2023).
- La articulación debe ofrecer resistencia mecánica que simule la tensión de tendones y ligamentos durante la maniobra de reducción.
- El simulador debe permitir reproducir al menos cuatro tipos de luxaciones simples: posterior, anterior, medial y lateral.
- La resistencia mecánica de la articulación debe ser ajustable para simular diferentes grados de dificultad.
- El modelo debe soportar la aplicación de fuerza y movimientos repetidos sin comprometer su integridad estructural.
- El diseño debe ser replicable con materiales duraderos y asequibles.
- Los componentes deben poder desmontarse o reemplazarse fácilmente en caso de desgaste.
- El modelo debe proporcionar retroalimentación mecánica al estudiante (p. ej., encaje palpable o estable al lograr la reducción), no digital.

- Su montaje y uso deben ser intuitivos para estudiantes y docentes, sin requerir capacitación especializada.
- El biomodelo debe ser portable y de fácil almacenamiento en entornos académicos.

Tabla 11 Requerimientos y parámetros

| Categoría | Descripción | Parámetro/Unidad de medida | Valor(es) de aceptación | Parte o componente relacionado | Test |
|--------------------|---|------------------------------------|----------------------------|-----------------------------------|---|
| Realismo anatómico | Incluir referencias óseas palpables | Cumple / No cumple | Cumple | Estructura ósea del modelo | Prueba de palpación por expertos |
| | Dimensiones óseas proporcionales a un adulto de 32 años | Alcance brazo frontal (cm) | $76,7 \pm 5\%$ cm | Todo el biomodelo | Medición con calibrador |
| Funcionalidad | Resistencia mecánica que simule la tensión de tendones y ligamentos | Cumple / No cumple | Cumple | Mecanismos de resistencia interna | Verificación con expertos |
| | Reproducir al menos cuatro tipos de luxación | Número de posiciones configurables | ≥ 4 tipos de luxación | Articulación | Verificación práctica comparando con radiografías patológicas |
| | La resistencia mecánica debe ser ajustable | Cumple / No cumple | Cumple | Sistema de ajuste | Verificación práctica |

| | | | | | |
|-------------------|---|---|--|------------------------|--|
| | Soportar la aplicación de fuerza y movimientos repetidos | Cumple / No cumple | Cumple | Todo el biomodelo | Verificación con expertos |
| Durabilidad | Materiales duraderos y asequibles | Tipo de material | Termoplásticos o equivalente de alta durabilidad | Todo el biomodelo | Inspección de material y costo |
| | Componentes desmontables o reemplazables | Cumple / No cumple | Cumple | Componente desmontable | Prueba de montaje y desmontaje |
| Retroalimentación | Proporcionar retroalimentación mecánica al estudiante | Sensación y/o sonido de encaje, estabilidad percibida | Tacto y oído | Articulación | Evaluación por expertos |
| Usabilidad | Montaje y uso intuitivos para estudiantes y docentes | Tiempo de montaje (min) | ≤ 10 minutos | Todo el biomodelo | Observación de montaje por expertos con instrucción previa |
| | Portable y de fácil almacenamiento en entornos académicos | Peso total (kg) | ≤ 4 kg | Todo el biomodelo | Medición física y prueba de transporte |

9. Evolución del concepto de diseño

9.1. Concepto por desarrollar

Este biomodelo fue concebido como un material pedagógico de apoyo en la enseñanza y práctica de maniobras de reducción de luxaciones de codo para estudiantes de

medicina. Su propósito es brindar un dispositivo funcional que aporte una emulación de las diferentes maniobras que se deben realizar para la reducción de la luxación, de tal forma que contribuya a mecanizar los movimientos y generar confianza en los futuros profesionales médicos y los prepare para la práctica clínica real.

La articulación se interpretó como un sistema mecánico. El diseño de este simulador no busca una reproducción anatómica exacta, sino alcanzar un nivel de fidelidad funcional, en lugar de replicar la forma exacta de los huesos, se planteó una analogía relacional de los componentes, traduciendo las funciones de la articulación a mecanismos de encaje y tensores.

De esta manera, el diseño se inspira en la lógica de un sistema articulado, donde cada pieza reproduce la función de su homóloga anatómica, manteniendo énfasis en la funcionalidad sobre la forma.

9.2. Alternativas de diseño

El proceso de ideación se desarrolló con un enfoque iterativo y funcional, orientado a identificar mecanismos que permitieran simular la articulación y las luxaciones simples del codo: posterior, anterior, medial y lateral. Cada alternativa surgió como una aproximación distinta en cuanto a la disposición de los componentes, los métodos de unión y la manera de generar resistencia al movimiento, con el propósito de mantener la analogía mecánica más que la reproducción anatómica.

9.2.1. *Alternativa 1*

Para iniciar esta etapa, se realizó el escaneo 3D de un modelo anatómico de codo con el fin de comprender su mecánica y contar con una base de referencia. A partir de este escaneo se imprimieron prototipos en PLA, que fueron sometidos a pruebas de fuerza.

Este primer modelo físico permitió visualizar con claridad los movimientos de la articulación y, con apoyo del especialista en ortopedia, se identificaron los ligamentos y tendones que influyen directamente en las maniobras de reducción. De este análisis se definieron puntos clave de tensión que serían la base del mecanismo a reproducir. **Figura 17 y Figura 18**

Figura 17 Puntos de tensión referentes a los ligamentos

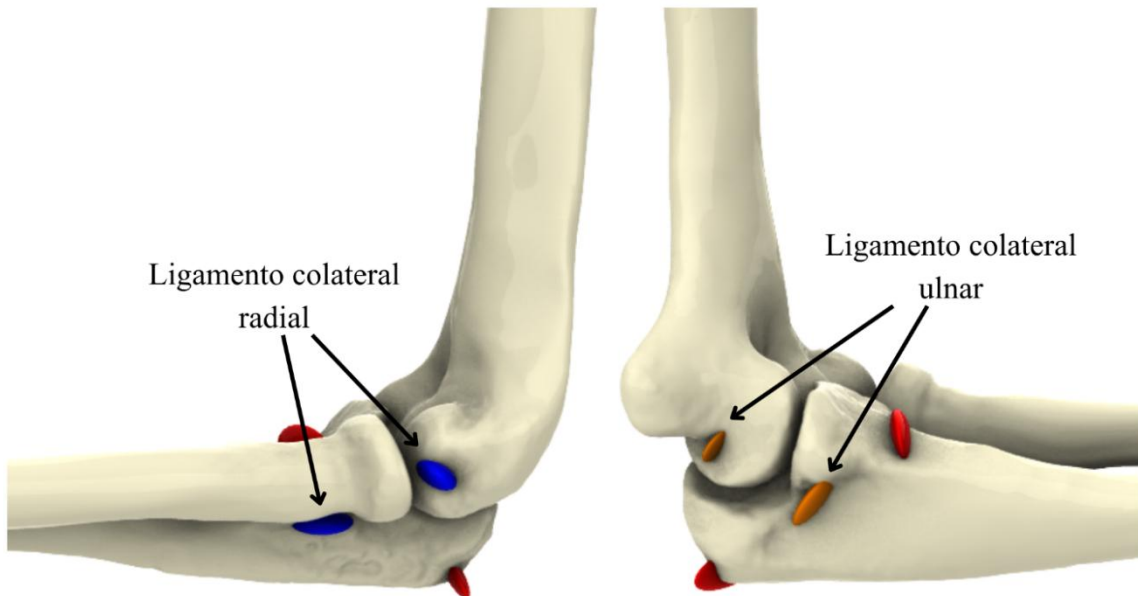
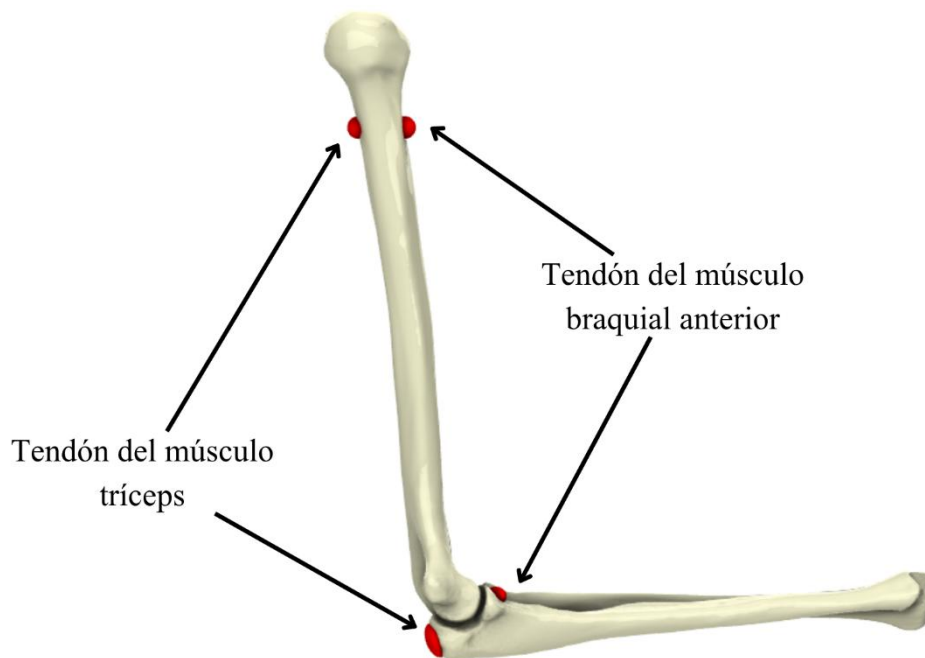


Figura 18 Puntos de tensión referentes a los tendones



Durante las primeras pruebas, los huesos impresos en PLA presentaron fallas estructurales por esfuerzos cortantes. Esto debido a la fabricación por deposición fundida, donde las piezas se conforman por capas, que genera zonas de debilidad entre capa. Esta

prueba evidenció la necesidad de trabajar con materiales más resistentes o técnicas de fabricación alternativas **Figura 19**. No obstante, la experiencia con este primer prototipo resultó fundamental para establecer criterios de diseño: asegurar la resistencia estructural y plantear la unión entre el húmero y el cubito manteniendo los movimientos de flexión y extensión.

Figura 19 Prueba de resistencia al modelo en PLA



Tabla 12 Pros y contras de la alternativa 1

| Pros | Contras |
|--|--|
| <p>Permite comprender los movimientos reales de la articulación, analogía de la articulación humerocubital con una bisagra.</p> <p>Sirvió como base para definir la lógica del movimiento y comenzar el análisis de mecanismos.</p> <p>Permite definir los tejidos blandos involucrados.</p> | <p>El PLA se fracturó con facilidad. Por lo tanto, no cuenta con la resistencia mecánica requerida.</p> <p>No aportaba realismo mecánico suficiente.</p> |

9.2.2. *Alternativa 2*

Aprovechando el modelo escaneado como referencia, se realizaron iteraciones en software CAD (Rhinceros 7), donde se mantuvieron las proporciones generales del hueso, pero se introdujeron modificaciones funcionales. Se decidió fusionar el radio y el cúbito en un elemento común, ya que al descartar la luxación divergente no era necesario que permanecieran separados. Esta unión guarda semejanza anatómica con la membrana interósea **Figura 20**. Además, se propuso un sistema con imanes internos **Figura 21** que, durante las maniobras, genere fuerza de atracción destinada a reforzar la sensación de encaje. Estos imanes se fijaron mediante tapas que fueron adheridas al modelo con pegamento.

Figura 22

Figura 20 Modelo digital de la unión del cúbito y radio

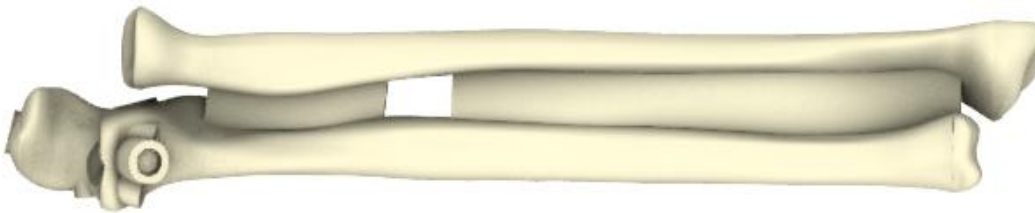


Figura 21 Organización interna de los imanes

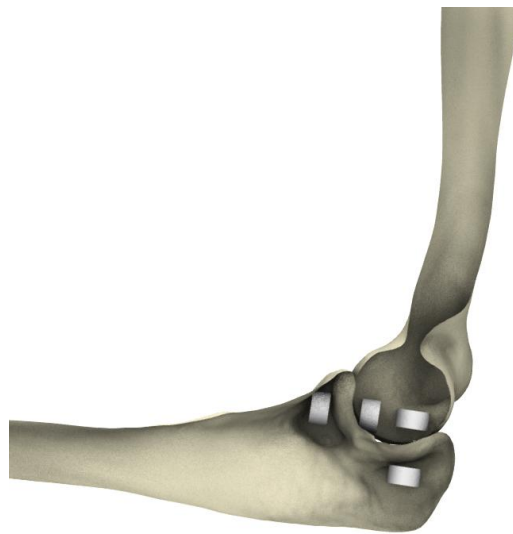
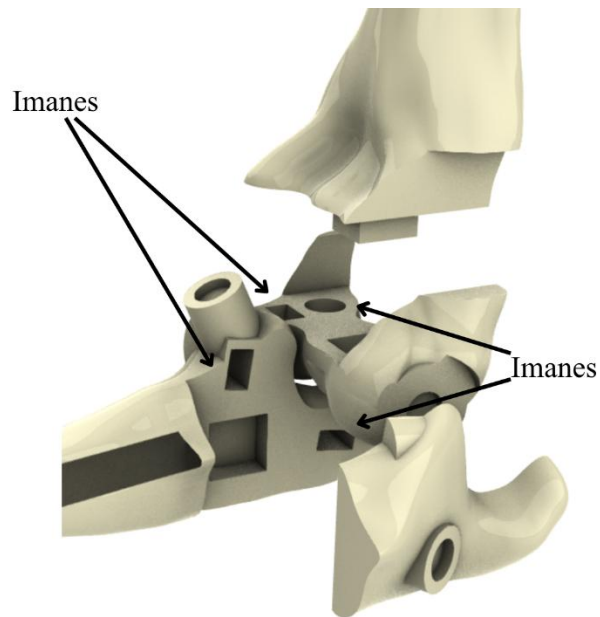
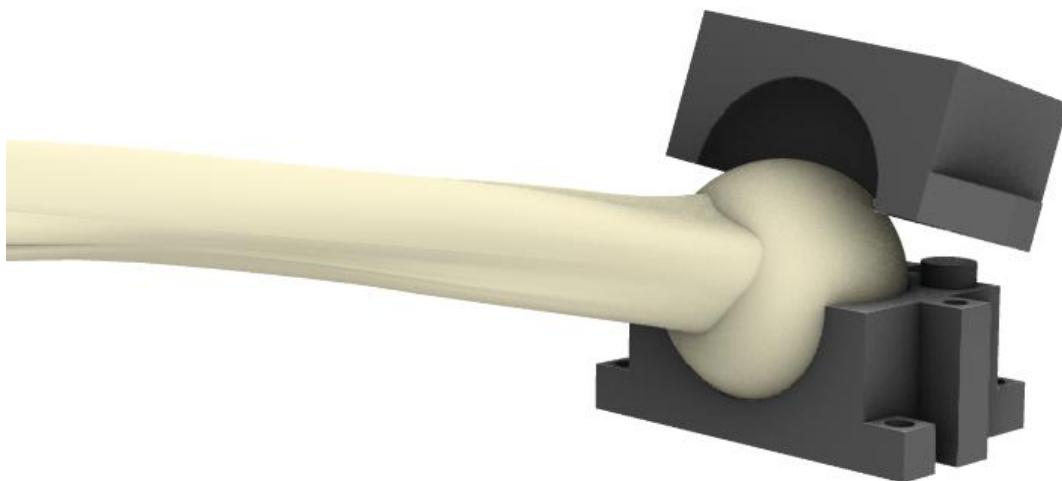


Figura 22 Diseño de tapas y organización interna



En conjunto con el experto se definió que el biomodelo debía contar con una base fija, capaz de mantenerse sujeta a la superficie destinada para la práctica. Se decidió conservar el movimiento articular del hombro con el fin de permitir la ejecución de maniobras en decúbito prono y supino. Para ello, se propuso una analogía con el funcionamiento de un joystick, incorporando una esfera en la cabeza del húmero que encajara de manera móvil en la base **Figura 23**. Como método de fijación de la base a la superficie se planteó el uso de prensas.

Figura 23 Base de sujeción con cabeza humeral



Para reproducir la tensión de ligamentos y tendones se probaron bandas elásticas planas (color beige) y ligaduras de torniquete (color azul) **Figura 25**. Como método de unión, se diseñaron tornillos con tapas ergonómicas que se enroscaban en extrusiones ubicadas en los puntos clave. **Figura 24**

Figura 24 Alternativa 2



Sin embargo, las pruebas con el experto revelaron varias limitaciones: los imanes no generaban la fuerza suficiente para contribuir a la maniobra, los cortes realizados en el elástico para fijarse a los tornillos se expandían hasta romperlas, y las extrusiones interferían con la movilidad de las luxaciones y maniobras de reducción, en especial la anterior y posterior simples. De esta reunión se llegó a la conclusión de que las bandas elásticas planas eran el material más viable para simular la tensión de los ligamentos y tendones.

Figura 25 Comparación de resistencia entre bandas elásticas planas vs ligadura de torniquete



Figura 26 Pruebas a la alternativa 2



En cuanto al modelo, se observó que el húmero, impreso en posición vertical, se fracturó por esfuerzos cortantes entre capas, debido a la orientación de las líneas de impresión. En contraste, el radio y el cúbito, impresos en posición horizontal, resistieron adecuadamente al distribuir mejor las cargas **Figura 27**. A partir de este resultado, se decidió continuar trabajando las piezas en disposición horizontal para mantener su durabilidad. Por su parte, la impresión de la base mostró un adecuado rango de movimiento articular, y el uso de prensas aseguró una correcta sujeción a la superficie.

Figura 27 Prueba de resistencia en el modelo en ABS impreso en posición vertical



Tabla 13 Pros y contras de la alternativa 2

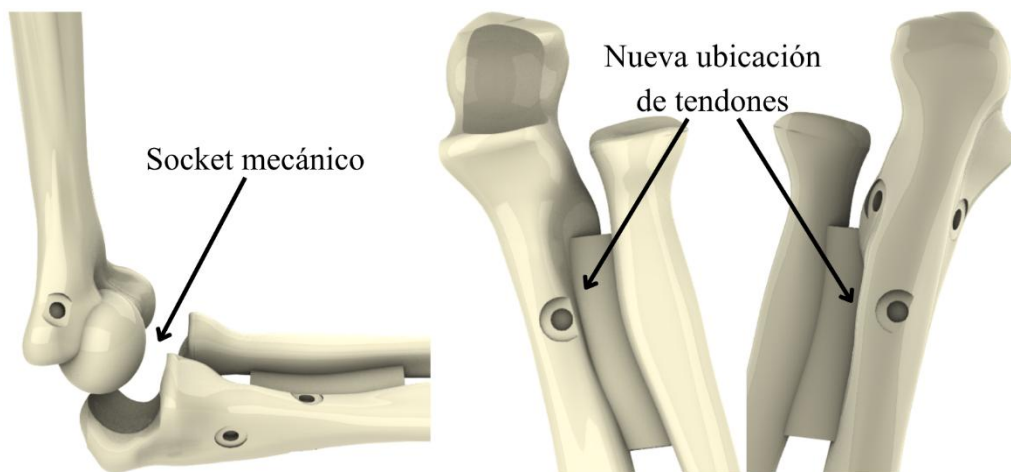
| Pros | Contras |
|--|--|
| Introduce el concepto de encaje magnético al sistema de reducción. | Los imanes no generaban fuerza suficiente para aportar a la sensación de encaje. |
| Diseño modular y con montaje pensado para el usuario. | Los cortes en los elásticos provocaban rupturas. |

| | |
|---|--|
| Se verificó la analogía mecánica de la articulación del hombro y el rango de movimiento en el modelo. | Las extrusiones y tornillos obstruían el movimiento, sobre todo en luxaciones anterior y posterior. El húmero se fracturó luego de aplicar fuerza por ser impreso en posición vertical. |
|---|--|

9.2.3. Alternativa 3

Estas dificultades llevaron a una nueva iteración, donde el foco pasó a ser el sistema de encaje articular por encima de las tensiones. Se rediseñaron los huesos bajo la lógica de un socket mecánico, una esfera en la tróclea del húmero y una cavidad complementaria en el cúbito. Al mismo tiempo, se eliminaron las extrusiones y, junto con el experto, se reubicaron los puntos de anclaje de tendones, ampliando el rango de movimiento y evitando interferencias en la simulación de luxaciones y prácticas de las maniobras. **Figura 28**

Figura 28 Modelado 3D alternativa 3



De este modelo se verificó que el sistema de encaje mantenía el movimiento tipo bisagra propio de la articulación, aunque aún faltaba estabilidad. Una vez eliminadas las extrusiones, las maniobras resultaron más fluidas y la luxación del biomodelo se realizó con facilidad. Aunque persistía la dificultad relacionada con el uso de las bandas elásticas.

Figura 29 Alternativa 3



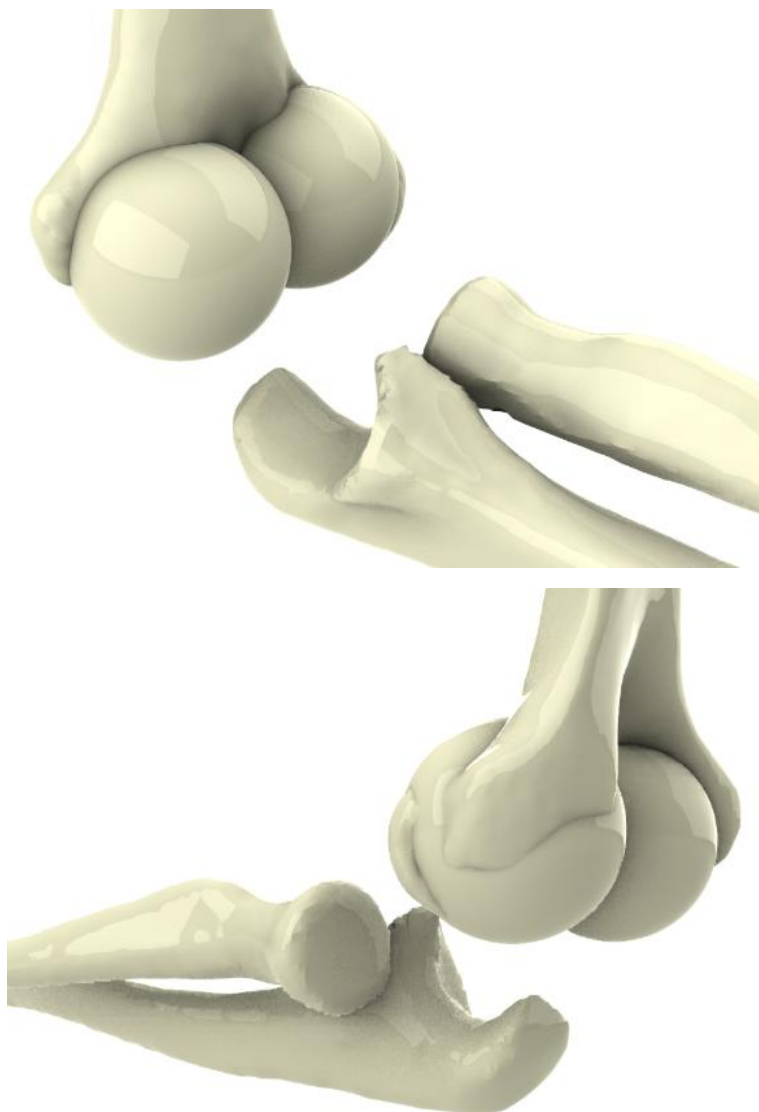
Tabla 14 Pros y contras de la alternativa 3

| Pros | Contras |
|--|---|
| <p>Mayor fluidez en el movimiento y reducción de interferencias.</p> <p>Reubicación de puntos de anclaje que aportan mayor rango de movimiento en la luxación.</p> | <p>Falta de estabilidad general de la articulación.</p> |

9.2.4. Alternativa 4

Para generar la estabilidad faltante en el movimiento articular, se añadieron dos esferas en el extremo distal del húmero, simulando la tróclea y el capítulo lateral, que se encajaban en el radio y el cúbito. Por medio de las herramientas de modelado, se generó su cavidad complementaria de encaje, semejante a la escotadura troclear. Estas esferas, al compartir el mismo diámetro, aportan un encaje concéntrico útil para simular luxaciones medial y lateral **Figura 30**. Como alternativa para la fijación de bandas, se implementaron ojales metálicos a distintos niveles que permitían regular la tensión.

Figura 30 Modelo 3D alternativa 4



En la figura 31, por su parte se puede observar el prototipo utilizado en la realización de la maniobra. La imagen de la izquierda se relaciona con la validación de proporciones, mientras que la imagen de la derecha se refiere a la valoración de la funcionalidad de la articulación y la estabilidad de los componentes a medida que se realizan los movimientos.

Figura 31 Alternativa 4



Las pruebas confirmaron que la doble esfera aportaba la estabilidad necesaria para la movilidad normal de la articulación y, además, “acunaba” el cúbito durante la luxación anterior, lo cual resultaba favorable ya que mantenía la luxación. Sin embargo, los elásticos continuaban rompiéndose, incluso con los ojales **Figura 32**. Se concluyó que el material no debía presentar fisuras de ningún tipo si se buscaba mantener su integridad, lo que llevó a explorar métodos de fijación alternativos.

Figura 32 Prueba de bandas elásticas con ojales



Tabla 15 Pros y contras de la alternativa 4

| Pros | Contras |
|---|---|
| <p>Aumentó la estabilidad de la articulación.</p> <p>Se logró la simulación de luxaciones medial y lateral.</p> <p>Se refuerza la mecánica tipo socket o joystick.</p> <p>Los mecanismos evocan estructuras anatómicas reales, manteniendo su esencia, aunque no sean una réplica exacta.</p> | <p>Los elásticos se seguían rompiendo con los ojales. Los concentradores de esfuerzos generados hacen inviable continuar con este concepto.</p> |

9.2.5. Iteración de bandas elásticas

Inspirados en los herrajes en las tiras de sostén, se planteó el uso de costuras mínimas para mantener la continuidad de las bandas, o la idea de fundir los bordes con calor. No

obstante, el material resultó ser demasiado resistente al calor, y la costura seguía debilitando el elástico.

Figura 33 Prueba de bandas elásticas con herrajes y costura



Posteriormente, se siguió investigando en los tipos de herrajes que permitían ajuste, se probaron los pasadores de mochila de tres orificios, los cuales resultaron resistentes y no requerían cortes en el material.

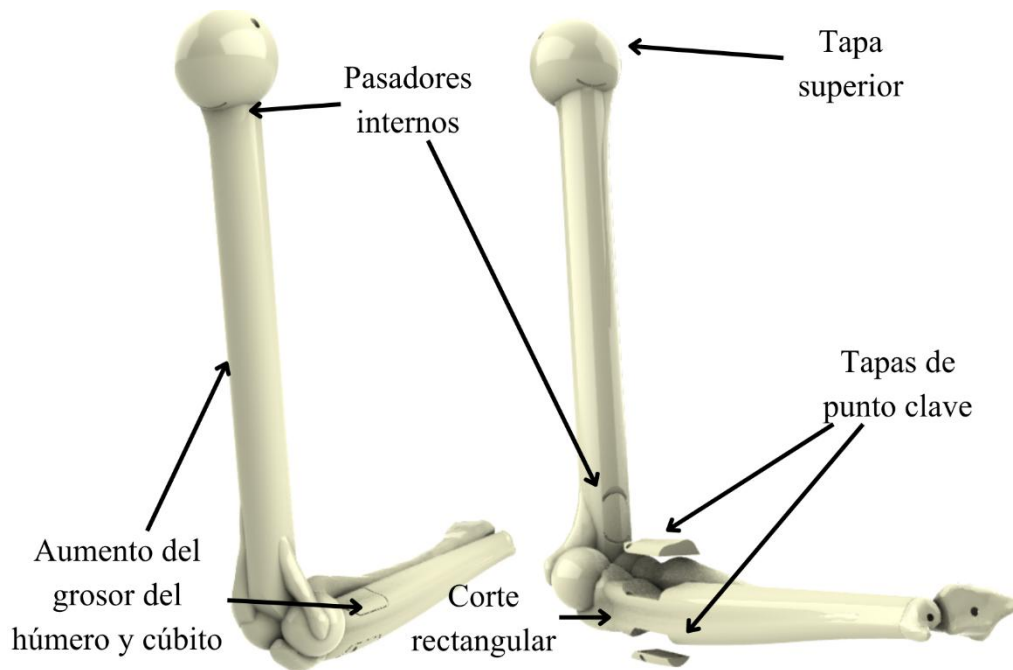
9.2.6. Alternativa 5

El diseño del biomodelo evolucionó hacia la integración de pasadores como tapas, lo que facilitaba el montaje y ajuste de las bandas. Al mismo tiempo, se observó que, en las versiones previas, las bandas quedaban separadas de los huesos, lo que incomodaba la maniobra, especialmente en las que se tenía que sostener el húmero para aplicar fuerza.

Como solución a esto, se modificó la morfología de los huesos, se aumentó el grosor del húmero y del cúbito. Se diseñó un sistema de bandas continuas que recorrieran los huesos desde un punto clave hasta el otro. En el húmero, se implementó una tapa en la esfera superior que permitía el paso del elástico por pasadores internos, manteniéndolo pegado a la estructura, que después conectaban con las tapas en el cúbito, semejando los tendones del

bíceps y tríceps. Para los ligamentos, se adaptó el sistema de bandas continuas ubicando las tapas en los laterales del húmero, por encima de los puntos clave, y se añadieron pasadores alineados con esos puntos para conservar la dirección de la fuerza. Finalmente, se incorporó un corte rectangular en el cúbito que pasaba del ligamento colateral radial al colateral ulnar, para que así permitiera mantener la continuidad de la banda. **Figura 34**

Figura 34 Modelado 3D alternativa 5



La impresión de este modelo presentó nuevos desafíos. Los pasadores resultaron imposibles de liberar, ya que el material de soporte se fusionó con la pieza debido a las limitaciones inherentes a la técnica de deposición fundida, lo que evidencia la necesidad de iterar en el diseño y configuración de impresión. Asimismo, el grosor del húmero limitaba la flexión natural, impidiendo que el cúbito encajara en la fosa del olécranon. Esto impedía alinear los puntos de palpación del triángulo de Nelaton, esenciales para verificar, de manera táctil, la correcta colocación. Además, las bandas permanecían expuestas en exceso, lo que generaba que el usuario interfiriera en la práctica. **Figura 35**

Figura 35 Impresión 3D alternativa 5



Antes de la siguiente impresión, se realizaron pruebas de tolerancias con soportes ramificados, concluyendo que el grosor ideal para los pasadores era de 1.5 milímetros. En la figura 36 se revisan las limitaciones frente al tamaño de las impresiones y la tolerancia como factor de precisión requerido.

Figura 36 Prueba de tolerancias



Tabla 16 Pros y contras de la alternativa 5

| Pros | Contras |
|--|--|
| <p>Evita cortes en los elásticos, aumentando su durabilidad.</p> <p>Incrementa la comodidad en el ajuste de tensión.</p> | <p>La banda quedaba aún expuesta en el húmero, lo que podía alterar la práctica.</p> <p>El espesor aumentado del húmero interfería en la extensión y en la palpación de puntos anatómicos clave.</p> <p>Problemas de tolerancia en impresión: los soportes quedaban soldados al modelo. Se debe revisar la técnica de impresión.</p> |

9.2.7. Evolución final del concepto

En esta iteración se redujo el grosor del húmero manteniendo la fosa del olécranon intacta, se crearon canales internos para alojar las bandas y se engrosó el cúbito, incorporando tapas en todos los puntos clave y un pasador en el olécranon para evitar que la banda posterior

del húmero se desvíe durante las maniobras. A pesar de estas modificaciones, se conservaron intactos los puntos palpables del triángulo de Nelaton, incluso con los cambios morfológicos en los huesos como se observa en la figura 37. Los detalles técnicos del biomodelo se encuentran en el Apéndice C.

Figura 37 Alternativa final



De igual forma, se realizó un análisis de pro y contra de la solución generada como se establece en la tabla 17.

Tabla 17 Pros y contras de la alternativa final

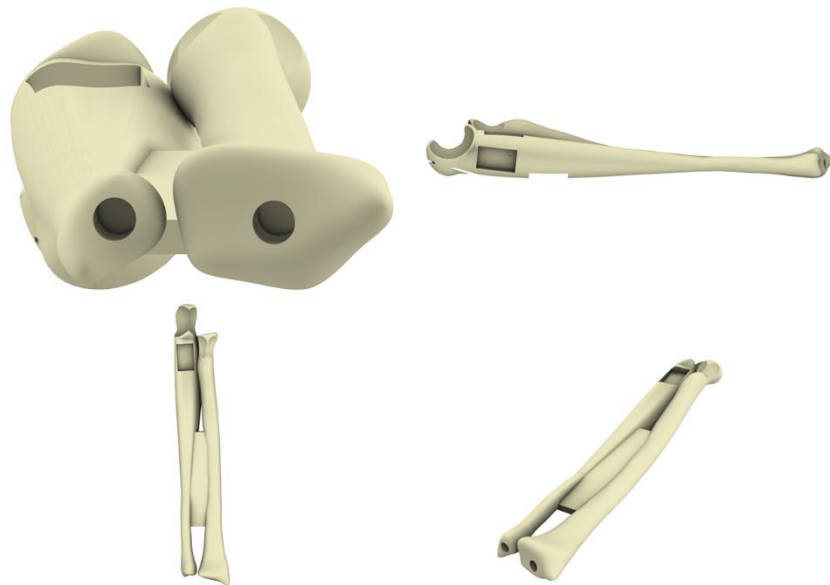
| Pros | Contras |
|---|--|
| Ocultas las bandas para evitar interferencias durante las maniobras. Se mantienen las referencias palpables. | Para complejidad del montaje, se debe considerar el diseño de guías de ensamblaje. |

| | |
|--|--|
| Permite un recorrido más controlado de las bandas. | |
|--|--|

9.2.8. Componentes del biomodelo

Antebrazo: El antebrazo del biomodelo está conformado por el cúbito y radio, unidos mediante una barra que semeja la membrana interósea. Presenta cuatro tapas de ajuste ubicadas en puntos clave que representan los ligamentos colaterales radial y ulnar, así como los tendones del bíceps y tríceps. Para mantener la disposición de la banda que emula la tensión del músculo tríceps, se incorporó un pasador en la zona intermedia entre el olécranon y la escotadura troclear. **Figura 38**

Figura 38 Componente del biomodelo. Antebrazo



Húmero: Presenta una modificación anatómica que consiste en la incorporación de una esfera en la cabeza humeral, a la cual se le realizó un corte para convertirla en una tapa de encaje, reforzada con tornillos. El grosor del cuerpo del húmero se incrementó, manteniendo intacta la fosa olecraniana. Este aumento de volumen permitió la creación de canales internos por los cuales pasan las bandas elásticas, que se originan en el interior de la cabeza humeral y emergen por la zona distal. El aumento del espesor también se aprovechó para integrar las tapas de ajuste, además de incorporar pasadores en las esferas inferiores,

que funcionan como puntos clave de salida para los ligamentos colaterales. **Figura 39 y Figura 40**

Figura 39 Componente del biomodelo. Tapa del húmero

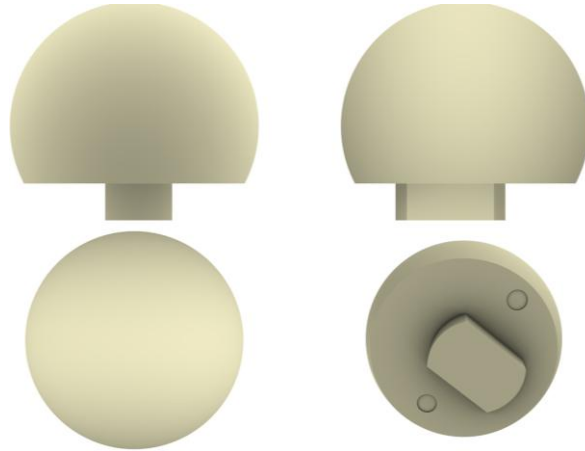
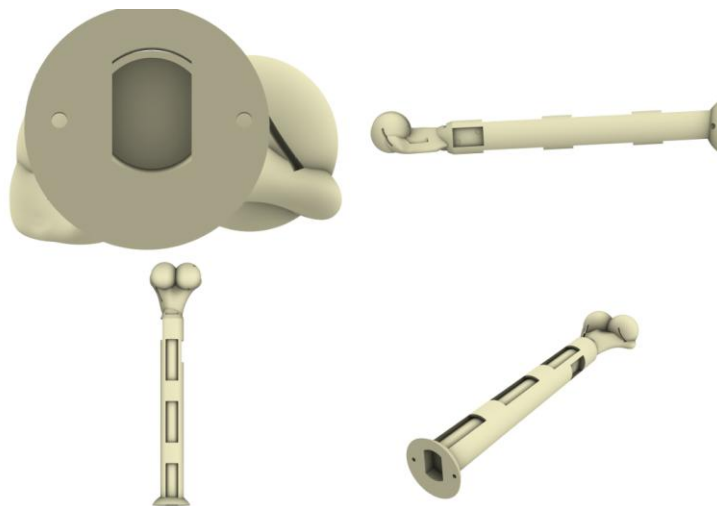
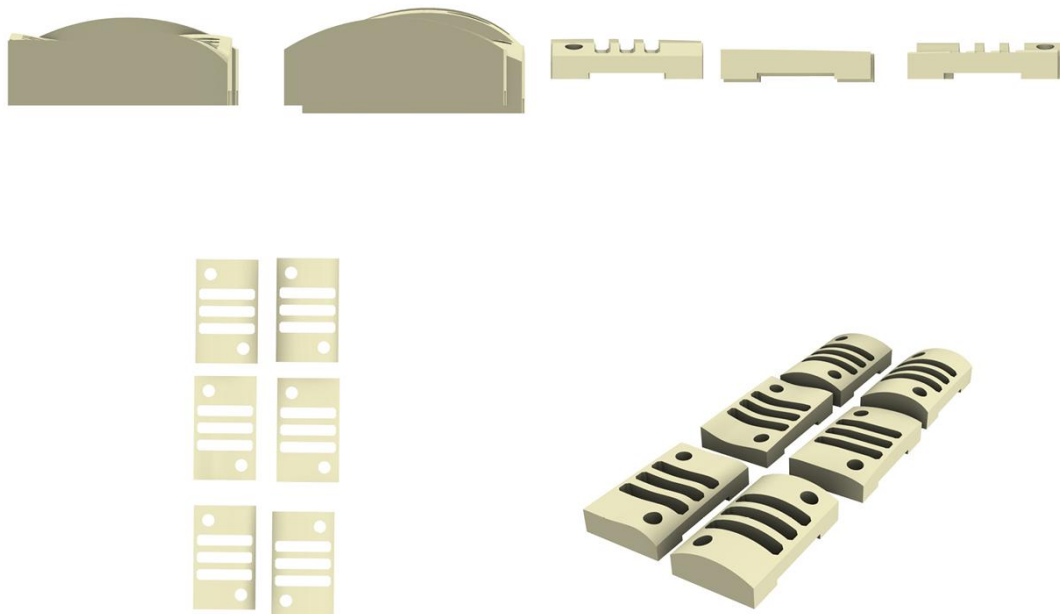


Figura 40 Componente del biomodelo. Húmero



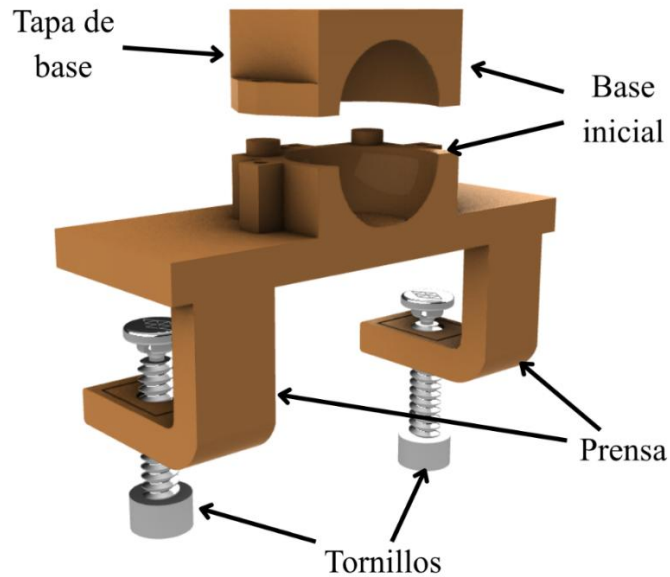
Tapas ajustables: Estas tapas se diseñaron tomando como referencia los herrajes de las mochilas, los cuales permiten mantener la longitud deseada y facilitan el ajuste. Cada tapa se fija a los huesos mediante tornillos, garantizando estabilidad y facilidad de manipulación durante el montaje del biomodelo. **Figura 41**

Figura 41 Componente del biomodelo. Tapas ajustables



Base tipo prensa: Para asegurar la sujeción del biomodelo a la mesa auxiliar o superficie de instalación, se incorporaron prensas en la base diseñada. Dicha base cumple además la función de simular la articulación del hombro, mediante una estructura concéntrica en la que se encaja la cabeza humeral. **Figura 42**

Figura 42 Componente del biomodelo. Base tipo prensa





9.3. Comparación de alternativas en relación con los requerimientos

En el presente apartado se realizó la valoración de las alternativas en función del cumplimiento de los requerimientos y parámetros. Ver la siguiente tabla.

Tabla 18 Evolución de alternativas comparado a los requerimientos

| Alternativa | Requerimiento | Parámetro/unidad de medida | Test | Verificación de la prueba | Puntaje |
|-------------|----------------------------------|----------------------------|----------------------------------|---------------------------|---------|
| | Referencias palpables | Cumple / No cumple | Prueba de palpación por expertos | Cumple | 3/11 |
| | Dimensiones óseas proporcionales | Alcance brazo frontal (cm) | Medición con calibrador | No cumple | |
| | Resistencia mecánica de | Cumple / No cumple | Verificación con expertos | No cumple | |


| | | | | | |
|--|--|---|---|-----------|--|
|  | tendones y ligamentos | | | | |
| | Reproducir al menos cuatro tipos de luxación | Número de posiciones configurables | Verificación practica comparando con radiografias patológicas | No cumple | |
| | Resistencia ajustable | Cumple / No cumple | Verificación práctica | No cumple | |
| | Soportar la fuerza y movimientos repetidos | Cumple / No cumple | Verificación con expertos | No cumple | |
| | Materiales duraderos y asequibles | Tipo de material | Inspección de material y costo | Cumple | |
| | Componentes desmontables o reemplazables | Cumple / No cumple | Prueba de montaje y desmontaje | No cumple | |
| | Proporcionar retroalimentación mecánica | Sensación y/o sonido de encaje, estabilidad percibida | Evaluación por expertos | No cumple | |
| | Montaje y uso intuitivo | Tiempo de montaje (min) | Observación de montaje por | No cumple | |


| | | | | | |
|--|---|------------------------------------|---|-----------|------|
| | | | expertos con instrucción previa | | |
| | Portable y de fácil almacenamiento | Peso total (kg) | Medición física y prueba de transporte | Cumple | |
|  | Referencias palpables | Cumple / No cumple | Prueba de palpación por expertos | Cumple | 6/11 |
| | Dimensiones óseas proporcionales | Alcance brazo frontal (cm) | Medición con calibrador | Cumple | |
| | Resistencia mecánica de tendones y ligamentos | Cumple / No cumple | Verificación con expertos | Cumple | |
| | Reproducir al menos cuatro tipos de luxación | Número de posiciones configurables | Verificación práctica comparando con radiografías patológicas | No cumple | |
| | Resistencia ajustable | Cumple / No cumple | Verificación práctica | No cumple | |
| | Soportar la fuerza y | Cumple / No cumple | Verificación con expertos | No cumple | |


| | | | | | |
|--|--|---|--|-----------|------|
| | movimientos repetidos | | | | |
| | Materiales duraderos y asequibles | Tipo de material | Inspección de material y costo | Cumple | |
| | Componentes desmontables o reemplazables | Cumple / No cumple | Prueba de montaje y desmontaje | No cumple | |
| | Proporcionar retroalimentación mecánica | Sensación y/o sonido de encaje, estabilidad percibida | Evaluación por expertos | No cumple | |
| | Montaje y uso intuitivo | Tiempo de montaje (min) | Observación de montaje por expertos con instrucción previa | Cumple | |
| | Portable y de fácil almacenamiento | Peso total (kg) | Medición física y prueba de transporte | Cumple | |
| | Referencias palpables | Cumple / No cumple | Prueba de palpación por expertos | Cumple | 7/11 |
| | Dimensiones óseas proporcionales | Alcance brazo frontal (cm) | Medición con calibrador | Cumple | |

| | | | | |
|--|---|---|---|-----------|
|  | Resistencia mecánica de tendones y ligamentos | Cumple / No cumple | Verificación con expertos | Cumple |
| | Reproducir al menos cuatro tipos de luxación | Número de posiciones configurables | Verificación practica comparando con radiografias patológicas | No cumple |
| | Resistencia ajustable | Cumple / No cumple | Verificación práctica | No cumple |
| | Soportar la fuerza y movimientos repetidos | Cumple / No cumple | Verificación con expertos | No cumple |
| | Materiales duraderos y asequibles | Tipo de material | Inspección de material y costo | Cumple |
| | Componentes desmontables o reemplazables | Cumple / No cumple | Prueba de montaje y desmontaje | Cumple |
| | Proporcionar retroalimentación mecánica | Sensación y/o sonido de encaje, estabilidad percibida | Evaluación por expertos | No cumple |

| | | | | | |
|--|---|------------------------------------|---|-----------|------|
| | Montaje y uso intuitivo | Tiempo de montaje (min) | Observación de montaje por expertos con instrucción previa | Cumple | |
| | Portable y de fácil almacenamiento | Peso total (kg) | Medición física y prueba de transporte | Cumple | |
| | Referencias palpables | Cumple / No cumple | Prueba de palpación por expertos | Cumple | 9/11 |
| | Dimensiones óseas proporcionales | Alcance brazo frontal (cm) | Medición con calibrador | Cumple | |
| | Resistencia mecánica de tendones y ligamentos | Cumple / No cumple | Verificación con expertos | Cumple | |
| | Reproducir al menos cuatro tipos de luxación | Número de posiciones configurables | Verificación práctica comparando con radiografías patológicas | Cumple | |
| | Resistencia ajustable | Cumple / No cumple | Verificación práctica | No cumple | |

| | | | | | |
|--|--|---|--|-----------|------|
|  | Soportar la fuerza y movimientos repetidos | Cumple / No cumple | Verificación con expertos | No cumple | |
| | Materiales duraderos y asequibles | Tipo de material | Inspección de material y costo | Cumple | |
| | Componentes desmontables o reemplazables | Cumple / No cumple | Prueba de montaje y desmontaje | Cumple | |
| | Proporcionar retroalimentación mecánica | Sensación y/o sonido de encaje, estabilidad percibida | Evaluación por expertos | Cumple | |
| | Montaje y uso intuitivo | Tiempo de montaje (min) | Observación de montaje por expertos con instrucción previa | Cumple | |
| | Portable y de fácil almacenamiento | Peso total (kg) | Medición física y prueba de transporte | Cumple | |
| | Referencias palpables | Cumple / No cumple | Prueba de palpación por expertos | Cumple | 7/11 |

| | | | | |
|--|---|------------------------------------|---|-----------|
|  | Dimensiones óseas proporcionales | Alcance brazo frontal (cm) | Medición con calibrador | Cumple |
| | Resistencia mecánica de tendones y ligamentos | Cumple / No cumple | Verificación con expertos | No cumple |
| | Reproducir al menos cuatro tipos de luxación | Número de posiciones configurables | Verificación practica comparando con radiografías patológicas | No cumple |
| | Resistencia ajustable | Cumple / No cumple | Verificación práctica | Cumple |
| | Soportar la fuerza y movimientos repetidos | Cumple / No cumple | Verificación con expertos | Cumple |
| | Materiales duraderos y asequibles | Tipo de material | Inspección de material y costo | Cumple |
| | Componentes desmontables o reemplazables | Cumple / No cumple | Prueba de montaje y desmontaje | Cumple |

| | | | | | |
|---|---|---|--|-----------|-------|
| | Proporcionar retroalimentación mecánica | Sensación y/o sonido de encaje, estabilidad percibida | Evaluación por expertos | No cumple | |
| | Montaje y uso intuitivo | Tiempo de montaje (min) | Observación de montaje por expertos con instrucción previa | No cumple | |
| | Portable y de fácil almacenamiento | Peso total (kg) | Medición física y prueba de transporte | Cumple | |
|  | Referencias palpables | Cumple / No cumple | Prueba de palpación por expertos | Cumple | 10/11 |
| | Dimensiones óseas proporcionales | Alcance brazo frontal (cm) | Medición con calibrador | Cumple | |
| | Resistencia mecánica de tendones y ligamentos | Cumple / No cumple | Verificación con expertos | Cumple | |
| | Reproducir al menos cuatro tipos de luxación | Número de posiciones configurables | Verificación practica comparando con | Cumple | |

| | | | | |
|--|---|--|---|-----------|
| | | | radiografías patológicas | |
| | Resistencia ajustable | Cumple / No cumple | Verificación práctica | Cumple |
| | Soportar la fuerza y movimientos repetidos | Cumple / No cumple | Verificación con expertos | Cumple |
| | Materiales duraderos y asequibles | Tipo de material | Inspección de material y costo | Cumple |
| | Componentes desmontables o reemplazables | Cumple / No cumple | Prueba de montaje y desmontaje | Cumple |
| | Proporcionar retroalimentación mecánica | Sensación y/o sonido de encaje, estabilidad percibida | Evaluación por expertos | Cumple |
| | Montaje y uso intuitivo | Tiempo de montaje (min) | Observación de montaje por expertos con instrucción previa | No cumple |
| | Portable y de fácil almacenamiento | Peso total (kg) | Medición física y prueba de transporte | Cumple |

10. Validación del biomodelo

10.1. Hipótesis

La valoración de expertos en ortopedia confirmará que el biomodelo de codo representa con fidelidad las propiedades fisiológicas, permitiendo la realización de maniobras de reducción de luxaciones.

10.2. Unidad experimental

Médicos especialistas en ortopedia y traumatología con experiencia en urgencias y/o docencia.

Residentes de ortopedia o internos seleccionados por el docente experto por su interés en el tema y disponibilidad.

10.3. Variables

- Variables controladas

Fecha, hora y ubicación de la sesión.

Elementos para la toma de datos (consentimientos de trato de datos, computador y cámara).

Presentación previa a la práctica.

Formulario de validación.

Mesa de apoyo para la práctica.

Tipo de luxaciones a reducir.

- Variable independiente

Biomodelo de simulación de luxación de codo.

Figura 43 Biomodelo de simulación de luxación de codo



- Variable dependiente

Fidelidad mecánica, anatómica y clínica, con base en analogía relacional (los componentes simulan la función de las partes anatómicas).

Efectividad de la simulación valorando la ejecución de maniobras de reducción.

Percepción de utilidad educativa, como facilitador en la representación de movimientos para la maniobra de reducción.

10.4. Procedimiento

Antes de la validación, los participantes deberán diligenciar el consentimiento informado donde autorizan el uso de datos. Se presentará el proceso de diseño y el producto final del biomodelo, describiendo sus componentes. Acabado esto, se les explicará el funcionamiento del simulador y la forma en que se realizan las luxaciones, para que procedan a interactuar con él ejecutando las maniobras de reducción de codo. Durante esta interacción, se registrarán en videos y fotografías de las maniobras realizadas, para corroborar si la ejecución es acorde a lo planeado. Una vez terminada la actividad, se aplicará una encuesta

estructurada con preguntas escala tipo Likert y preguntas abiertas, con el objetivo de recopilar la valoración de los participantes.

10.5. Dimensiones de evaluación e instrumentos

- Fidelidad mecánica y anatómica (escala de Likert de 5 puntos)

Valoración sobre la apariencia en proporciones anatómicas

1. El biomodelo presenta un realismo adecuado en la resistencia mecánica, comparable con la articulación real.
2. Las proporciones anatómicas del biomodelo son adecuadas en relación con el codo humano.

Percepción sobre el tacto y feedback del biomodelo

3. Los puntos de referencias óseas del biomodelo son palpables y permiten una localización correcta.

Percepción sobre la emulación de los movimientos para las maniobras de reducción de las luxaciones

4. El biomodelo reproduce los movimientos necesarios para la reducción de luxaciones de forma equivalente a la práctica clínica real.

- Funcionalidad clínica (escala de Likert de 5 puntos)

1. ¿En qué nivel de satisfacción, el biomodelo permite realizar adecuadamente las maniobras de reducción de codo, comparado con una situación real?
2. ¿Qué tan exitosa considera que fue la simulación de la maniobra de reducción del codo?

- Utilidad educativa

Preguntas abiertas

1. ¿Qué habilidades podrían generarse o reforzarse por parte de los estudiantes con este biomodelo?
2. ¿Qué otros usos pertinentes identifican en el modelo?

Escala de Likert de 5 puntos

1. Encuentra útil el uso del biomodelo como recurso para la enseñanza de maniobras de reducción de codo
2. Es pertinente el uso de este biomodelo para la enseñanza de maniobras para la reducción de luxaciones de codo.
3. Recomendaría el uso de este biomodelo en programas de formación en ortopedia y traumatología.

10.6. Documentación de la validación

En el presente apartado, como parte de la documentación del proceso de la validación, se incluyen esquemas que ilustran la secuencia de las maniobras de reducción realizadas con el biomodelo. Estos esquemas permiten visualizar los pasos de la maniobra, facilitando la comprensión tanto de los aciertos como de los errores cometidos durante su ejecución. Asimismo, integran retroalimentación proporcionada por los expertos, la cual resulta fundamental para valorar la funcionalidad del simulador y definir futuras mejoras en su diseño. En el Apéndice D se presenta una ampliación sobre el proceso de la prueba.

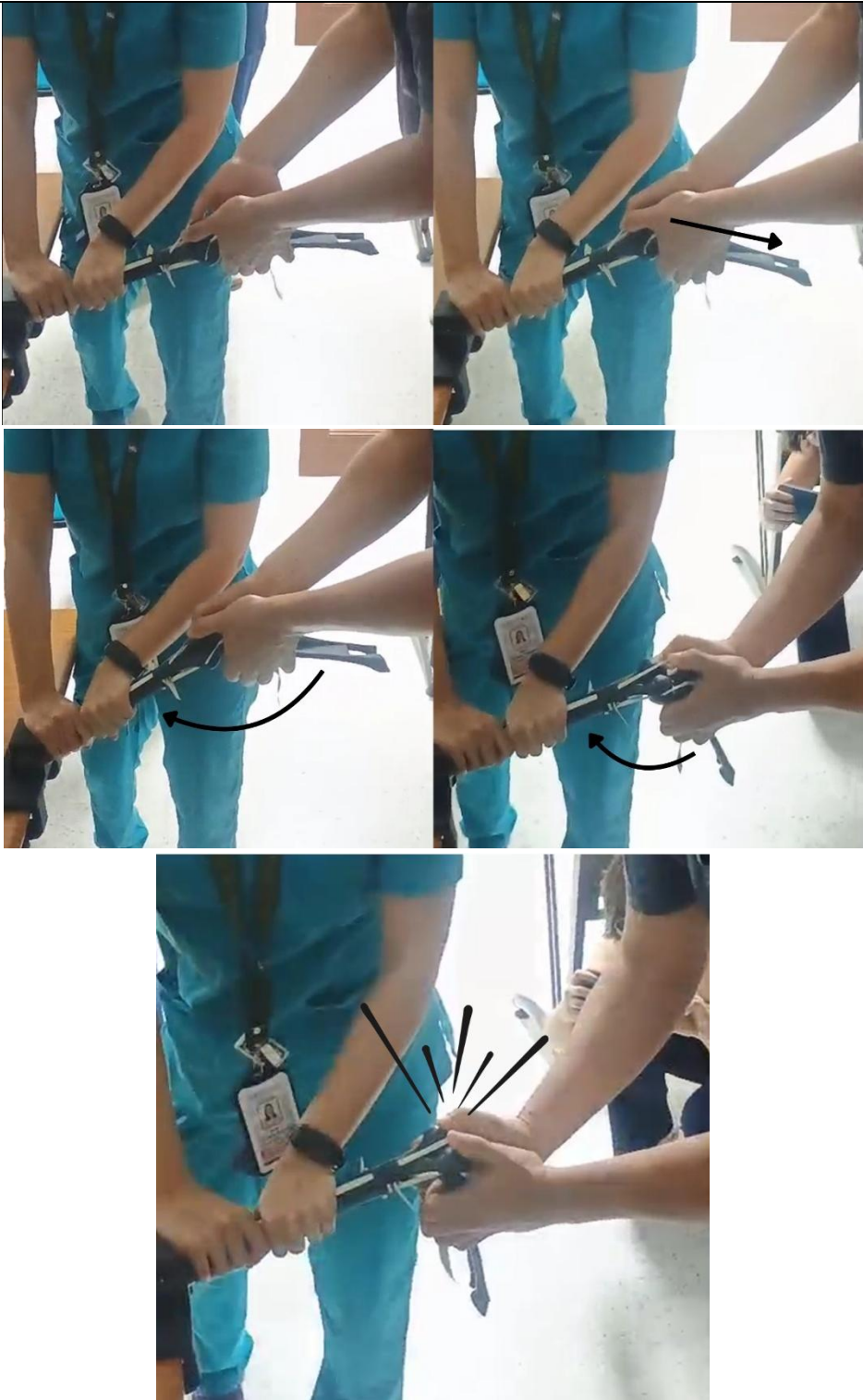
Tabla 19 Documentación de la validación. Luxación posterior simple

| | | | | | | |
|-----------------------|---|-------------------|-----------------------------|----------------------------|-----------------------------------|-----------------------------|
| Tipo de luxación | | | Posterior simple | | | |
| Maniobra de reducción | | | Decúbito prono | | | |
| Pasos | Posición inicial y ubicación de las manos | Tracción continua | Flexión progresiva del codo | Presión sobre el olécranon | Confirmación del encaje articular | Verificación de estabilidad |

| | | | | | | |
|--------------------------|--|---|--|---|--|--|
| Descripción de la acción | <p>El paciente se coloca en decúbito prono.</p> <p>Opción 1. La mano dominante sujeta el antebrazo. La mano no dominante toca el olécranon.</p> <p>Opción 2. Manos sujetando la parte distal del húmero, con los pulgares en el olécranon.</p> | <p>Tracción sostenida hacia distal del antebrazo.</p> | <p>Mientras se mantiene la tracción, se flexiona lentamente el antebrazo, ayudando a que la cabeza del cúbito se desplace.</p> | <p>Con los pulgares o el talón de la mano se ejerce una presión hacia anterior sobre el olécranon, guiando la cabeza del cúbito al interior de la fosa olecraniana.</p> | <p>Se percibe un clic o sensación de encaje al establecer la articulación.</p> | <p>Se realiza flexión y extensión del antebrazo para comprobar la estabilidad.</p> |
|--------------------------|--|---|--|---|--|--|

Evidencia de maniobras ejecutadas correctamente





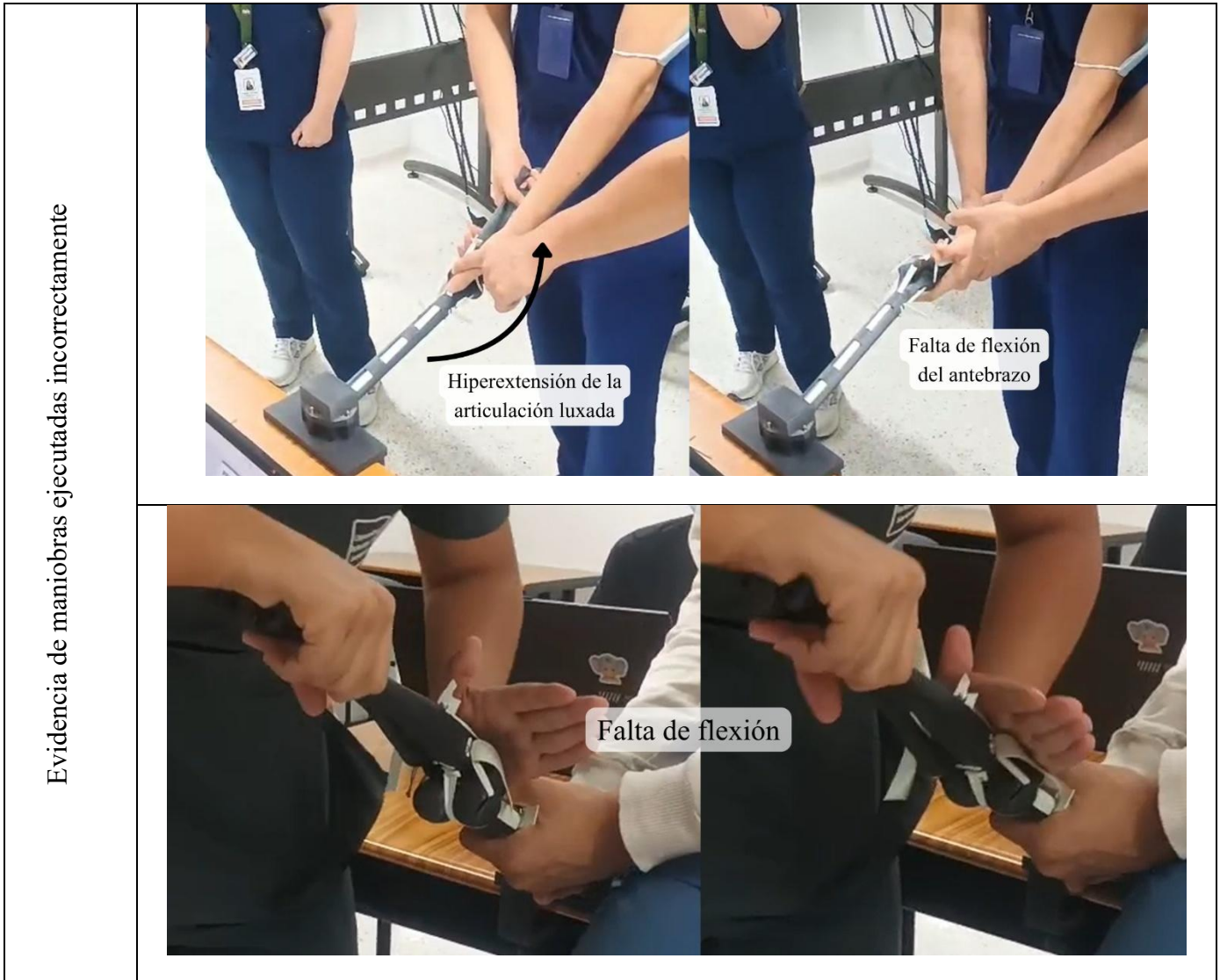


Tabla 20 Documentación de la validación. Luxación anterior simple

| Tipo de luxación | | | Anterior simple | | |
|--------------------------|---|---|---|---|---|
| Maniobra de reducción | | | Flexión progresiva | | |
| Pasos | Posición inicial y ubicación de las manos | Tracción inicial del antebrazo | Flexión progresiva del codo | Confirmación del encaje articular | Verificación de estabilidad |
| Descripción de la acción | El profesional se sitúa frente al paciente. La mano no dominante estabiliza el húmero, mientras la mano dominante sujeta el antebrazo a nivel distal. | Se realiza tracción lineal y sostenida con la mano dominante, manteniendo una ligera flexión del codo. La mano no dominante ejerce una presión posterior. | Sin liberar la tracción, se incrementa lentamente la flexión, guiando el antebrazo hacia el húmero. | Se percibe un clic o sensación de encaje al establecer la articulación. | Se realiza flexión y extensión del antebrazo para comprobar la estabilidad. |

Evidencia de maniobras ejecutadas correctamente



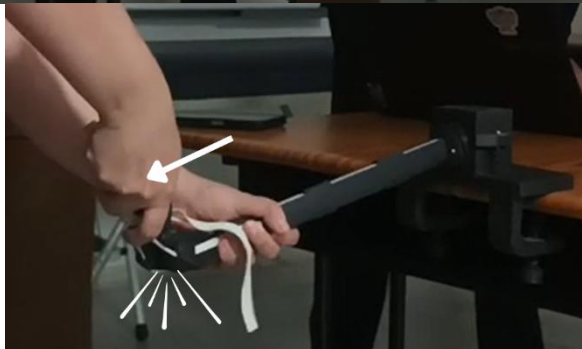




Tabla 21 Documentación de la validación. Luxación medial simple

| Tipo de luxación | | | Medial simple | | |
|--------------------------|--|---|---|--|--|
| Maniobra de reducción | | | Tracción y corrección de valgo | | |
| Pasos | Posición inicial y ubicación de las manos | Tracción longitudinal | Contrafuerza medial y desplazamiento lateral | Flexión progresiva del antebrazo | Verificación de estabilidad |
| Descripción de la acción | El paciente se ubica en decúbito supino. El profesional en frente del miembro afectado localiza una mano en el húmero distal mientras la otra sujeta el antebrazo. | Se realiza tracción sostenida sobre el antebrazo en sentido distal. | Se aplica presión lateral sobre el cúbito, desplazándolo hacia lateral. | Se inicia flexión progresiva del antebrazo para facilitar el encaje. | Se realiza flexo-extensión y pronación-supinación del antebrazo para comprobar la estabilidad. |

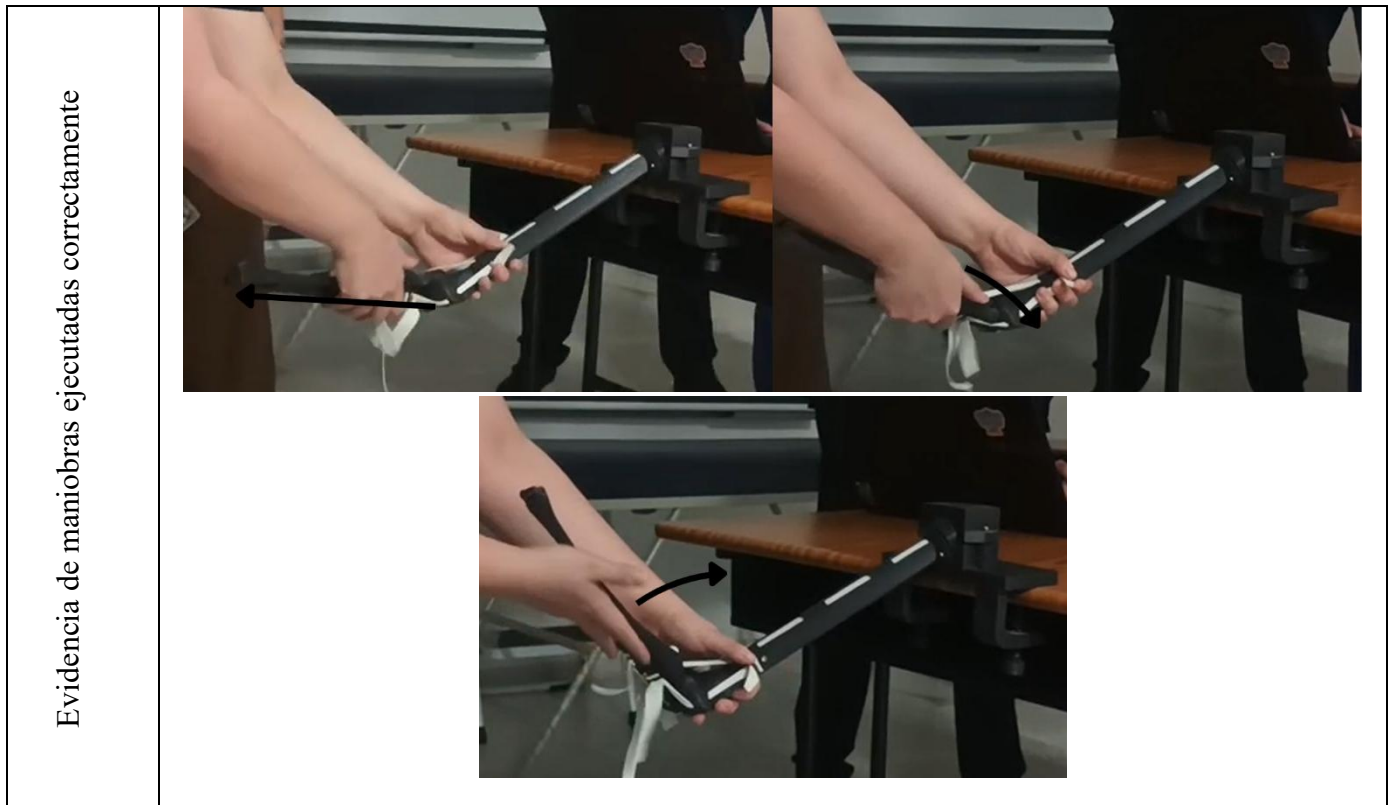
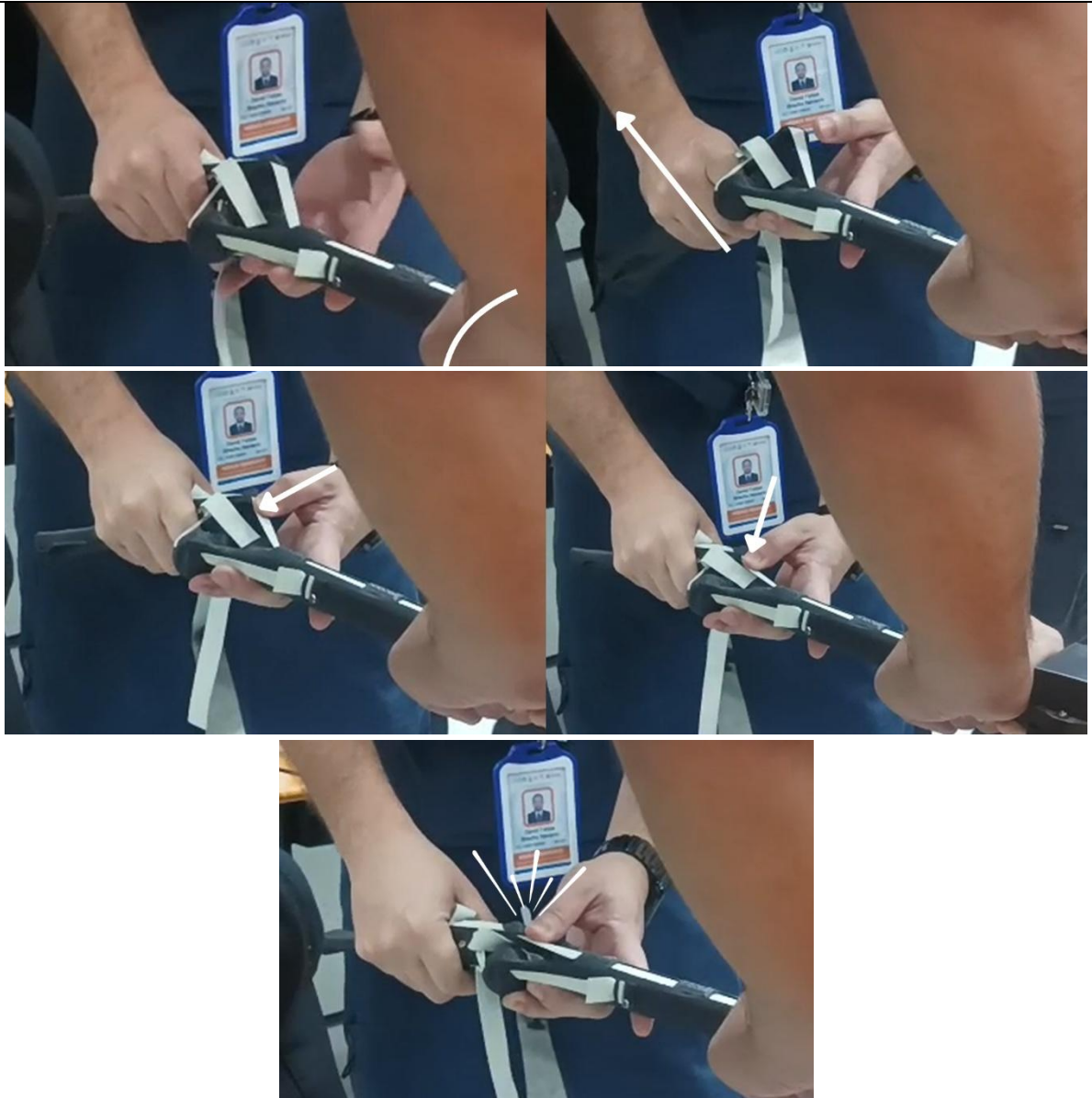


Tabla 22 Documentación de la validación. Luxación postero lateral simple

| Tipo de luxación | | | Postero lateral simple | | |
|--------------------------|--|---|---|---|--|
| Pasos | Posición inicial y ubicación de las manos | Tracción longitudinal | Fuerza de empuje anterior sobre el olécranon | Flexión progresiva del antebrazo | Verificación de estabilidad |
| Descripción de la acción | La mano no dominante estabiliza el húmero distal, mientras la dominante sostiene el antebrazo. | Se aplica una tracción suave y sostenida en sentido longitudinal, hacia distal. | Con la tracción mantenida, se ejerce presión anterior sobre la punta del olécranon, desplazando el cúbito hacia adelante. | Mientras se mantiene la presión anterior y la tracción, se realiza una flexión progresiva del codo. | Se realiza flexo-extensión y pronación-supinación del antebrazo para comprobar la estabilidad. |

Evidencia de maniobras ejecutadas correctamente



La evaluación del biomodelo evidenció retroalimentaciones positivas y oportunidades de mejora. La capacidad de simulación de los tipos de luxación superó las expectativas iniciales, ya que, aunque el modelo fue diseñado para representar las cuatro luxaciones básicas como posterior, anterior, medial y lateral simples, demostró además la posibilidad de reproducir luxaciones posterolateral y posteromedial.

Uno de los principales retos del proyecto fue la replicación de la resistencia ligamentaria. Se observó que las bandas elásticas empleadas no reprodujeron fielmente la resistencia mecánica de los tejidos biológicos. Esto causó que, durante una de las pruebas, el

material del ligamento colateral radial se enredara en la cabeza del radio, interfiriendo en la ejecución de la maniobra de reducción de decúbito prono. Este hallazgo se convierte en un punto clave, pues resalta la necesidad de explorar y validar nuevos materiales que imiten de forma más realista las propiedades biomecánicas del tejido humano.

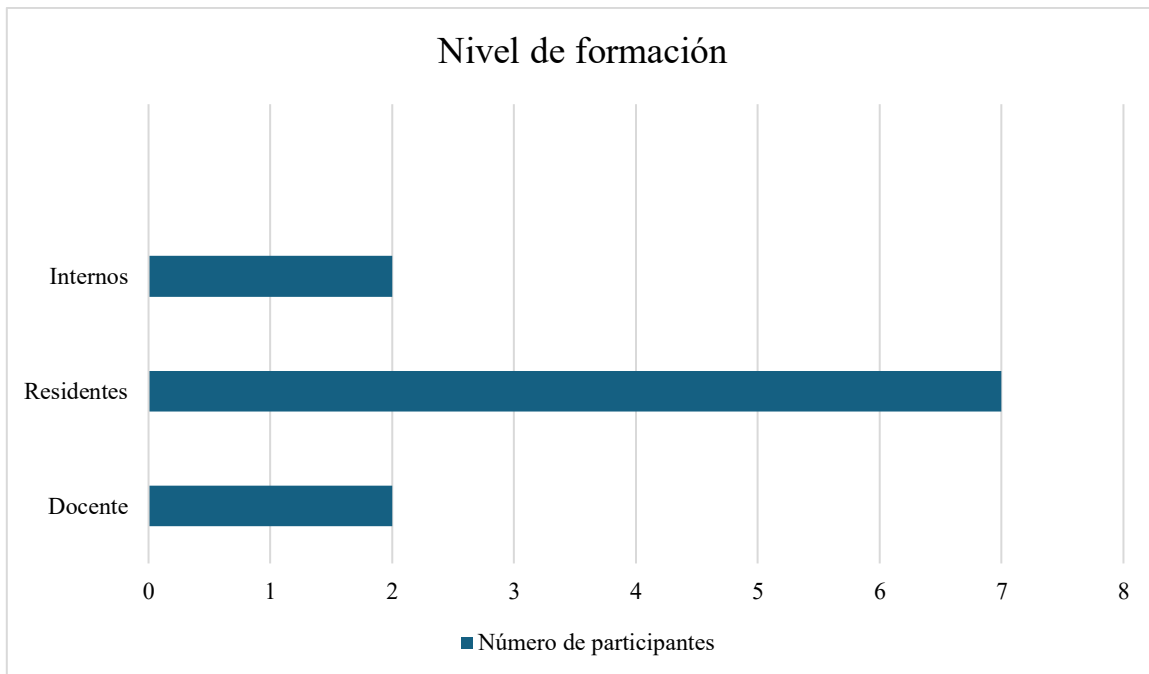
En cuanto a observaciones relacionadas con usabilidad, se experimentó que la preparación del biomodelo requiere una inversión considerable de tiempo y la participación de dos a tres personas para lograr la tensión adecuada en las bandas antes de iniciar las sesiones de práctica.

10.7. Resultados

Los datos se recopilaron mediante una encuesta en Google Forms, en la cual se consultó a los participantes 11 participantes sobre su nivel de formación, la institución educativa a la que pertenece y la especialidad o área en que se desempeñan. Posteriormente, se continuó con las preguntas relacionadas con la validación del biomodelo. La presentación de las gráficas originales está presente en el Apéndice D.

De la primera parte de la encuesta se evidenció que el 63.6% de los participantes fueron residentes de ortopedia, quienes ya llevan tiempo en práctica clínica y han tenido contacto con casos reales de luxaciones de codo. El 18.2% correspondía a docentes especializados en ortopedia y traumatología, mientras que el 18.2% restante eran internos, es decir, estudiantes de último año que cumplen funciones asistenciales bajo supervisión. En este caso, los internos no habían tenido la oportunidad de estar frente a casos reales de luxación de codo **Figura 44**. Adicionalmente, se identificó que el 9.1% de los encuestados era un residente que pertenecía a otra institución educativa.

Figura 44 Resultados de la validación. Nivel de formación



A partir de la validación se recolectaron datos cuantitativos de percepciones de fidelidad, funcionalidad clínica y utilidad pedagógica y datos cualitativos sobre habilidades alcanzables gracias al biomodelo. Para el análisis de la información se emplearon técnicas de organización cualitativas y cuantitativas.

Las preguntas cerradas se diseñaron bajo una escala de Likert de 5 puntos, donde 1 corresponde a totalmente en desacuerdo y 5 a totalmente de acuerdo. Los resultados se presentan en la siguiente tabla por porcentajes de acuerdo/desacuerdo, con el fin de visualizar la percepción de los participantes en las categorías propuestas.

Tabla 23 Recopilación de datos. Escala de Likert

| Categoría | Pregunta | % Acuerdo (4+5) | % Desacuerdo (1+2) | % Neutral (3) |
|--------------------------------|--|--------------------|-----------------------|------------------|
| Fidelidad mecánica y anatómica | El biomodelo presenta un realismo adecuado en la resistencia mecánica, comparable con la articulación real | 54.6 | 18.2 | 27.3 |

| | | | | |
|-----------------------|--|------|---|------|
| | Las proporciones anatómicas del biomodelo son adecuadas en relación con el codo humano | 100 | 0 | 0 |
| | Los puntos de referencias óseas del biomodelo son palpables y permiten una localización correcta | 100 | 0 | 0 |
| | El biomodelo reproduce los movimientos necesarios para la reducción de luxaciones de forma equivalente a la práctica clínica real | 100 | 0 | 0 |
| Funcionalidad clínica | ¿En qué nivel de satisfacción, el biomodelo permite realizar adecuadamente las maniobras de reducción de codo, comparado con una situación real? | 81.8 | 0 | 18.2 |
| | ¿Qué tan exitosa considera que fue la simulación de la maniobra de reducción de codo? | 100 | 0 | 0 |
| Utilidad pedagógica | Encuentra útil el uso del biomodelo como recurso para la enseñanza de maniobras de reducción de codo | 100 | 0 | 0 |

| | | | | |
|--|---|-----|---|---|
| | Es pertinente el uso de este biomodelo para la enseñanza de maniobras para la reducción de luxaciones de codo | 100 | 0 | 0 |
| | Recomendaría el uso de este biomodelo en programas de formación en ortopedia y traumatología | 100 | 0 | 0 |

En la categoría de fidelidad mecánica y anatómica, se evidenció discordancia en la resistencia mecánica del biomodelo en comparación con la articulación real, el 18.2% estuvo en desacuerdo, el 27.3% manifestó una percepción neutral y el 54.6 % estuvo de acuerdo con la afirmación.

Comparado con una articulación real, los participantes demostraron una ligera variación en el nivel de satisfacción respecto al desarrollo adecuado de las maniobras de reducción, donde el 18.2% manifestó una percepción neutral, mientras que el 81,8% reportó un nivel de satisfacción alto.

Por otro lado, en la categoría de utilidad pedagógica, los resultados fueron sobresalientes, todos los participantes consideraron el biomodelo útil como recurso para la enseñanza de maniobras, destacaron su pertinencia para la formación en técnicas de reducción y recomendarían su implementación en programas de formación de ortopedia y traumatología.

Pasando a las respuestas cualitativas, estas se procesaron mediante un análisis del contenido, realizando agrupaciones por afinidad y definiendo categorías en común. Con base en este procedimiento, se construyeron diagramas de afinidad que facilitaron la interpretación de los resultados.

Dentro de la categoría de utilidad educativa: ¿Qué habilidades podrían generarse o reforzarse por parte de los estudiantes con este biomodelo?

Tabla 24 Recopilación de datos. Diagrama de afinidad 1

| Agrupación por afinidad | |
|--------------------------------------|--|
| Categoría | Respuesta |
| Conocimiento anatómico y diagnóstico | Anatomía Tipos de luxación Puntos anatómicos Patrones de luxación |
| Aplicación práctica y entrenamiento | Sensación de resistencia Graduación de la fuerza Técnicas de manipulación Movimientos de tracción, extensión, flexión y contracción Práctica de las maniobras de reducción |

Dentro de la categoría de utilidad educativa: ¿Qué otros usos pertinentes identifican en el modelo?

Tabla 25 Recopilación de datos. Diagrama de afinidad 2

| Agrupación por afinidad | |
|-------------------------|-----------|
| Categoría | Respuesta |

| | |
|------------------------|---|
| Uso pedagógico | Para estudiantes de pregrado Repaso y estudio de la anatomía del codo (osteomuscular, tendinoso y de ligamentos) Entender la biomecánica de la articulación Evaluar la inestabilidad residual y semiología |
| Entrenamiento práctico | Práctica de maniobras de reducción para luxaciones posterior, anterior, medial y lateral |

Según los expertos, las habilidades que pueden reforzarse en los estudiantes se pueden categorizar en los conocimientos anatómicos y de diagnóstico, y destrezas prácticas de entrenamiento. Se destacan aspectos como la percepción de sensaciones durante la colocación, así como la ejecución de técnicas de manipulación y movimientos de tracción, extensión, flexión y contracción.

Los participantes coincidieron en que el biomodelo constituye un material pedagógico útil para la enseñanza de distintos temas, tales como la anatomía y la comprensión de la biomecánica de la articulación. Al mismo tiempo, resaltaron que, si bien puede emplearse en el estudio teórico, su mayor valor radica en el entrenamiento práctico de las maniobras de reducción.

10.8. Conclusiones de la validación

El biomodelo desarrollado para la práctica y enseñanza de maniobras de reducción de luxaciones de codo constituye una herramienta pedagógica que refuerza los conocimientos teóricos de anatomía y biomecánica. Esto se debe a su fidelidad anatómica en proporciones y puntos de referencia palpables, así como a sus semejanzas estructurales que resultan homólogas a la anatomía real.

Asimismo, gracias a su fidelidad clínica en la reproducción de los movimientos necesarios para las maniobras de reducción de luxaciones, de forma equivalente a la práctica clínica, el modelo ofrece una alta tasa de éxito en la simulación de las maniobras y un elevado nivel de satisfacción en su uso.

La valoración realizada por expertos confirma que este simulador clínico es un recurso útil para el docente en la enseñanza de técnicas de reducción de codo y se considera recomendable para los programas de formación en ortopedia y traumatología.

11. Conclusiones del proyecto

El proyecto culmina con el desarrollo exitoso de un biomodelo funcional del codo, capaz de asemejar las propiedades fisiológicas de la articulación y diseñado a partir de las capacidades locales de fabricación, lo que asegura su asequibilidad en el contexto regional y académico. Este biomodelo se consolida como una herramienta de simulación clínica orientada a la enseñanza y práctica de maniobras de reducción en el área de ortopedia contribuyendo de manera significativa a la formación de profesionales de la salud.

Para alcanzar este resultado, se llevó a cabo un proceso metodológico estructurado que inició con la identificación de las necesidades del docente y sus estudiantes. A través de un estado del arte, se reconoció una brecha significativa en la formación práctica de maniobras de reducción de luxaciones de codo, así como características clave de modelos previos relacionadas con materiales, métodos de fabricación, factores de realismo y niveles de fidelidad. De manera complementaria, las entrevistas a los usuarios permitieron identificar requerimientos específicos, como la inclusión de puntos palpables, la posibilidad de ajustar los niveles de resistencia y la realización de luxaciones simple tales como posterior, anterior, medial y lateral. Estas necesidades se tradujeron en lineamientos de diseño orientados a un biomodelo replicable y alineado con procesos de manufactura accesibles.

Durante el proceso creativo se recurrió a analogías mecánicas, como sistemas tipo bisagra, joystick o socket, para reproducir la esencia de la mecánica articular sin restringirse a una réplica exacta de la anatomía ósea. Las iteraciones progresivas del diseño permitieron integrar similitudes estructurales relevantes, como la tróclea y el capítulo lateral del húmero o la escotadura troclear del cúbito, que aportaron estabilidad y posibilitaron reproducir de

manera funcional el movimiento de flexión-extensión. El proceso de prototipado evidenció hallazgos relevantes, como la incorporación de bandas elásticas para simular sensaciones de resistencia y sistemas de acoplamiento para simular la percepción de encaje, y la necesidad de ajustar la tensión de estas últimas para lograr mayor fidelidad.

La validación con expertos en ortopedia demostró que el biomodelo reproduce de manera satisfactoria los movimientos clínicos de la articulación y resulta útil como recurso pedagógico, especialmente para el entrenamiento de maniobras de reducción de luxaciones. Si bien se identificaron limitaciones en la reproducción de las fuerzas generadas por tendones y ligamentos, los expertos coincidieron en que este simulador fortalece las habilidades prácticas de los estudiantes, facilita la comprensión mecánica articular y complementa la enseñanza teórica al trasladar el conocimiento a una experiencia práctica supervisada.

Finalmente, este proyecto contribuye al fortalecimiento de recursos didácticos en ortopedia y se proyecta como una herramienta viable para programas de formación en ortopedia y traumatología. A futuro, se recomienda ampliar la exploración de materiales elásticos para optimizar la simulación de fuerzas tensoras, así como desarrollar una capa externa que, una vez afianzado el aprendizaje de la biomecánica interna, permita emular escenarios clínicos más realistas en los que el estudiante debe guiarse por la palpación y la percepción del movimiento, sin visibilidad directa de las estructuras internas.

Referencias

- Alfonso Mantilla, J. I., & Martínez Santa, J. (2015). MODELOS DE SIMULACIÓN CLÍNICA PARA LA ENSEÑANZA DE HABILIDADES CLÍNICAS EN CIENCIAS DE LA SALUD. *Rev Mov Cient*, 9(2), 70–79. <http://revistas.ibe->
- Barroso González A., Herrera Pérez I.M., & Bellido Estevez I. (2021). *Manual de Simulación Clínica en Especialidades Médicas*.
- Boonmak, P., Suraseranivongse, S., Pattaravit, N., Boonmak, S., Jirativanont, T., Lertbunnaphong, T., Arora, R., Watcharotayangul, J., Imsuwan, I., Kwangwaropas, P., & Wittayachamnankul, B. (2022). Simulation-based medical education in Thailand: a cross-sectional online national survey. *BMC Medical Education*, 22(1). <https://doi.org/10.1186/s12909-022-03369-9>
- Bresolin, P., Martini, J. G., Maffissoni, A. L., Sanes, M. da S., Riegel, F., & Unicovsky, M. A. R. (2022). Debriefing in clinical nursing simulation: an analysis based on the theory of experiential learning. *Revista Gaucha de Enfermagem*, 43. <https://doi.org/10.1590/1983-1447.2022.20210050.en>
- Cano Vicent, A., & Serrano Aroca, Á. (2021). Impresión 3D por modelado por deposición fundida: Manejo, funcionamiento y aplicaciones biomédicas. *Nereis. Interdisciplinary Ibero-American Journal of Methods, Modelling and Simulation.*, 13, 227–238. https://doi.org/10.46583/nereis_2021.13.809
- Daniels, D., & Ordini, D. (2014). *Systems and methods for martial arts training devices with anatomically accurate force, pressure and other response* (Patent EP2969074B1).
- de Pablo Márquez, B., Castellón Bernal, P., Bernaus Johnson, M. C., & Ibañez Aparicio, N. M. (2017). Luxación de codo. *Medicina de Familia. SEMERGEN*, 43(8), 574–577. <https://doi.org/10.1016/J.SEMERG.2017.01.005>
- Field, D. (2004). *ANATOMÍA. Palpación y localización superficial (Color)*. 288. <https://books.google.com.co/books?id=MHX9h6rwGqQC>
- Fosa de Olecranon _ AcademiaLab*. (n.d.). Retrieved October 2, 2025, from <https://academia-lab.com/enciclopedia/fosa-de-olecranon/>
- Fumanal Lacomá P., Iborra Torres E., Bandrés Latorre F., Pisa Mañas J., Lombart Conesa S., & Abadía Rosa S. (2023, September 24). *Luxación de codo. A propósito de un caso*. *Revista Sanitaria de Investigación*. <https://revistasanitariadeinvestigacion.com/luxacion-de-codo-a-proposito-de-un-caso/>
- Gaba, D. M. (2007). The future vision of simulation in healthcare. *Simulation in Healthcare : Journal of the Society for Simulation in Healthcare*, 2(2), 126–135. <https://doi.org/10.1097/01.SIH.0000258411.38212.32>

- Gleason Rodríguez, M. A., & Rubio, J. E. (2020). Implementación del aprendizaje experiencial en la universidad, sus beneficios en el alumnado y el rol docente. *Revista Educación*, 264–282. <https://doi.org/10.15517/revedu.v44i2.40197>
- Gokcen, B., Ozyurek, S., Atik, A., Sivrioglu, A. K., Kaya, E., & Keklikci, K. (2013). Successful Closed Manipulation of Simple Lateral Dislocation of the Elbow Joint: A Case Report. *Oman Medical Journal*, 28(6), e062. <https://doi.org/10.5001/OMJ.2013.131>
- Gottlieb, M. (2022). Managing Elbow Dislocations. *Annals of Emergency Medicine*, 80(5), 460–464. <https://doi.org/10.1016/J.ANNEMERGMED.2022.04.029>
- Güemes Gordo, A., & Martín Piris, N. (2012). *Ciencia de materiales para ingenieros* (Madrid: Pearson Educación, Ed.).
- Ira Fox, S. (2011). *Fisiología Humana* (12th ed.). McGraw Hill.
- Jenkins Retana, S., Rojas González, S. M., & Castillo Cordero, A. (2023). Abordaje de las luxaciones simples de codo en el servicio de emergencias. *Revista Medica Sinergia*, 8(7), e1060. <https://doi.org/10.31434/rms.v8i7.1060>
- Kapil Mani, K. C., Aryal, R., Acharya, S., & Amuda, K. C. (2021). Isolated Medial Dislocation of Elbow: A Case Report. *JNMA: Journal of the Nepal Medical Association*, 59(240), 812. <https://doi.org/10.31729/JNMA.6669>
- Kapit, W., & Elson, L. M. (2004). *Anatomía. Libro de trabajo*.
- Lefebvre, C. W., Hartman, N. D., Glass, C., Daubach, E., Wodajo, T., Hutchison, B., Lance, T., Prendergast, N. J., & Ashburn, N. P. (2025). Feasibility and efficacy of simulation training for joint dislocation management in residency. *American Journal of Emergency Medicine*, 94, 50–54. <https://doi.org/10.1016/j.ajem.2025.04.038>
- Lord, S., Geary, S., & Lord, G. (2023). Application of a Low-cost, High-fidelity Proximal Phalangeal Dislocation Reduction Model for Clinician Training. *Western Journal of Emergency Medicine*, 24(5), 839–846. <https://doi.org/10.5811/WESTJEM.59471>
- Mansat, P., & Bonnevalle, N. (2009). Luxaciones de codo. *EMC - Aparato Locomotor*, 42(4), 1–13. [https://doi.org/10.1016/s1286-935x\(09\)70891-3](https://doi.org/10.1016/s1286-935x(09)70891-3)
- Morrey, B. F., Askew, L. J., & Chao, E. Y. (1978). A Biomechanical Study of Normal Functional Elbow Motion. In *Orthop. Trans* (Vol. 4). <http://journals.lww.com/jbjsjournal>
- Nakazawa, M. (2015). *Pseudo-joint structure and reduction operation learning device for learning reduction operation for joint dislocation* (Patent JP6268335B2).
- Ortiz, A. (2019). *LAS IMPRESORAS 3D COMO HERRAMIENTAS CIENTÍFICAS*.

- Ortopedia y Traumatología: ¿Cuál es la diferencia y por qué es importante saberlo? (2023). *Especialistas Médicos*.
- Paniagua Gonzalez, A., Diaz Heredia, J., Moros Marco, S., Ávila Lafuente, J. L., García Navlet, M., & Ruiz Ibán, M. Á. (2018). Anatomía del codo para el cirujano artroscopista. *Revista Española de Artroscopia y Cirugía Articular*, 25(2). <https://doi.org/10.24129/j.reaca.25263.fs1801002>
- Patterson, M., Virgilio, K., Remer, D., Jansen, J., Day, B., & Tison, C. (2022). *Joint reduction simulation training devices and methods* (Patent WO2022225599A1).
- Poitevin, L., & Valente, S. (n.d.). La membrana interósea y la estabilidad longitudinal del antebrazo INTEROSSEUS MEMBRANE AND LONGITUDINAL STABILITY OF THE FOREARM. *Rev. Asoc. Arg. Ortop. y Traumatol*, 64, 23–31.
- Poli, C. (2001). *Design for Manufacturing: A Structured Approach*. https://books.google.com.co/books?hl=es&lr=&id=GIItjvaA4kKwC&oi=fnd&pg=PP2&dq=design+for+manufacturing&ots=Tgfgz3w0hX&sig=5mK64g0IsN6-7kY9vqggt1qFwKk&redir_esc=y#v=onepage&q=design%20for%20manufacturing&f=false
- Presidencia. (2023). *En 2036, Colombia tendrá más adultos mayores que niños: proyección del Dane*. https://www.presidencia.gov.co/prensa/Paginas/En-2036-Colombia-tendra-mas-adultos-mayores-que-ninos-proyeccion-del-Dane-250723.aspx?utm_source=chatgpt.com
- Ramírez Pérez A.M., & Marte Lantigua R.I. (2021). *LA SIMULACIÓN MÉDICA: INSTRUMENTO INNOVADOR PARA EL DESARROLLO DE DESTREZAS CLÍNICAS*.
- Rene Cailliet. (2006). *Anatomía Funcional, Biomecánica*. MARBÁN, S.L.
- Rodríguez A.F., Orozco K.E., Delgado M.E., Curay P.A.1, & Barros H.A. (2023). La simulación clínica en la formación de profesionales de la salud: una oportunidad para aprender a aprender. *Dominio de Las Ciencias*, 9(2), 438–454.
- Rojas Lazo, O., & Rojas Rojas, L. (2006). *Diseño asistido por computador*.
- Rubio-Martínez, R. (2023). Educación basada en simulación en ortopedia, más allá de las destrezas. *Acta Ortopédica Mexicana*, 37(4), 195–196. <https://doi.org/10.35366/113611>
- Shuhei, T., Hidetoshi, T., & Yoshihiko, T. (n.d.). *The grasp method of the teaching instrument of human body grasping bonesetting technology and the bonesetting technology employing this teaching instrument of human body*.
- Sociedad Colombiana de Ortopedia. (2002, October). *¿Qué es Ortopedia? - SCCOT*. <https://Sccot.Org/Que-Es-Ortopedia/>.

- Stoneback, J. W., Owens, B. D., Sykes, J., Athwal, G. S., Pointer, L., & Wolf, J. M. (2012). Incidence of elbow dislocations in the United States population. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 94(3), 240–245. <https://doi.org/10.2106/JBJS.J.01663>
- Storbacka, O. (2018). *Rapid prototyping: Creating a minimum viable product using a single-board microcontroller*.
- Strauss, S. S., & Colley, J. D. (2024). *Joint dislocation reduction simulation apparatus* (Patent US20250095514A1).
- Taneja, S., Tenpas, W., Jain, M., Alfonsi, P., Ratagiri, A., Saterbak, A., & Theiling, J. (2023). Simulation device for shoulder reductions: overview of prototyping, testing, and design instructions. *Advances in Simulation*, 8(1). <https://doi.org/10.1186/s41077-023-00246-3>
- Tsujisaka, Y., & 圭央 辻坂. (2011). *Elbow joint diaplasis training model* (Patent JP2012173614A).
- Vázquez-Mata G., & Guillamet-Lloveras A. (2009). El entrenamiento basado en la simulación como innovación imprescindible en la formación médica. *Fundación Educación Médica*, 12(3).
- Vélez Sánchez, O. (2017). Evolución y desarrollo estratégico organizacional del Diseño para la manufactura y montaje (DFMA): Una revisión.1 δ Evolution and Strategic Organizational Development of Design for Manufacturing and Assembly (DFMA): A Review 2Gustavo Andrés Araque González * 3Elkin. In *Cuaderno Activa N°9*.
- Villca, S. (2018). Simulación clínica y seguridad de los pacientes en la educación médica. *Revista Ciencia, Tecnología e Innovación*, 16(18), 75–88.
- Wang, C., Ouyang, Y., Liu, H., Xu, C., Xiao, H., Hu, Y., Li, Y., & Zhong, D. (2020). Surgery simulation teaching based on real reconstruction aid versus traditional surgical live teaching in the acquisition of an adult total hip arthroplasty surgical technique for developmental dysplasia of the hip: A randomized comparative study. *BMC Medical Education*, 20(1). <https://doi.org/10.1186/s12909-020-02135-z>
- Yu, K. E., Wentworth, A. J., Morris, J. M., Duit, A., & Hevesi, M. (2023). 3D Printed Models of Trochlear Dysplasia and Trochleoplasty Simulation for Trainee Education. *Arthroscopy Techniques*, 12(5), e757–e761. <https://doi.org/10.1016/j.eats.2023.02.004>
- 王尧, 卢贵东, & 孟猛. (2018). *High-simulation orthopedics first-aid training and examining model for multiple surgical skills* (Patent CN210865311U).