



UNIVERSIDAD DEL VALLE
DEPARTAMENTO DE ELECTRÓNICA Y BIOINGENIERÍA
CARRERA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA

**SISTEMA DE ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE RANGOS DE
MOVIMIENTO ARTICULAR EN UN PLANO MEDIANTE VISIÓN
ARTIFICIAL**

**PERFIL DE PROYECTO DE GRADO PARA OPTAR
AL TÍTULO DE LICENCIATURA EN
INGENIERÍA BIOMÉDICA**

POSTULANTE: MARIANA ZENOBIA CAMACHO ORGAZ

TUTOR: ING. ELIAS PRUDENCIO CHAVEZ JALDIN

Cochabamba - Bolivia

2025

ÍNDICE DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN.	1
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.	2
2.1 FORMULACIÓN DEL PROBLEMA.	2
2.2 ÁRBOL DEL PROBLEMA.	2
3. JUSTIFICACIÓN.	3
3.1 JUSTIFICACIÓN TÉCNICA	3
3.2 JUSTIFICACIÓN ACADÉMICA	3
3.3 JUSTIFICACIÓN ECONÓMICA	3
4. OBJETIVOS	4
4.1 OBJETIVO GENERAL	4
4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	4
5. MARCO TEÓRICO	5
5.1 FUNDAMENTOS DE LA BIOMECÁNICA Y MOVIMIENTO HUMANO	5
5.1.1 PLANOS Y EJES ANATÓMICOS	6
5.1.2 TIPOS DE ARTICULACIONES Y GRADOS DE LIBERTAD	7
5.1.3 RANGO DE MOVIMIENTO ARTICULAR Y SU EVALUACIÓN	8
5.2 ANATOMÍA FUNCIONAL Y BIOMECÁNICA ARTICULAR	10
5.2.1 ARTICULACIÓN DEL HOMBRO	10
5.2.2 ARTICULACIÓN DEL CODO	11
5.2.3 ARTICULACIÓN DE LA CADERA	11
5.2.4 ARTICULACIÓN DE LA RODILLA	12

5.2.5 ARTICULACIÓN DEL TOBILLO	13
5.3 ALTERACIONES BIOMECÁNICAS FUNCIONALES COMUNES	13
5.3.1 PATRONES COMPENSATORIOS EN MIEMBROS SUPERIORES	14
5.3.2 PATRONES COMPENSATORIOS EN MIEMBROS INFERIORES	15
6. PROPUESTA.	16
6.1 ALCANCES	17
6.2 LIMITACIONES.....	17
7. METODOLOGÍA.	18
7.1 ENFOQUE DE INVESTIGACIÓN.....	18
7.2 TIPO DE INVESTIGACIÓN.....	18
7.3 MÉTODOS DE INVESTIGACIÓN.	19
7.4 TÉCNICAS	19
7.5 POBLACIÓN	19
7.6 MUESTRA	20
7.7 MUESTREO	20
7.8 FUENTES DE INVESTIGACIÓN.....	20
8. ÍNDICE TENTATIVO.....	21
9. CRONOGRAMA.....	22
10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.	23

1. INTRODUCCIÓN.

En los últimos años, el análisis biomecánico mediante visión artificial se ha consolidado como una alternativa viable y de bajo costo para evaluar el movimiento humano. Investigaciones recientes han explorado diversas implementaciones tecnológicas con este enfoque. Vargas Guevara et al. 2021 (Vargas Guevara et al., 2021) desarrollaron un sistema embebido con Raspberry Pi y OpenCV para estimar posturas corporales en tiempo real mediante imágenes binarizadas, destacando su portabilidad, aunque limitado por la capacidad de procesamiento. Pillapa Llerena ((Pillapa Llerena, 2022)) diseñó un prototipo para el análisis de marcha utilizando MediaPipe, que permitió visualizar ángulos articulares, condicionado por factores como la iluminación y oclusiones. Aillón Orbe y Álvarez Riofrío (2024) implementaron un sistema óptico de captura con cámaras OptiTrack en un entorno académico, logrando alta precisión en la medición de rangos articulares, con restricciones de costo y espacio. Por su parte, Lafayette et al. 2023 (T. B. de G. Lafayette et al., 2023) validaron el uso de MediaPipe y Kinect V2 frente al sistema Qualisys, obteniendo resultados comparables a los de instrumentos clínicos, con limitaciones en la estimación de profundidad.

El presente proyecto se desarrollará en la Universidad del Valle, en la ciudad de Cochabamba, dentro de la asignatura de Biomecánica de la carrera de Ingeniería Biomédica. Este espacio académico resulta adecuado para implementar herramientas tecnológicas que refuercen la comprensión de contenidos teóricos mediante experiencias prácticas.

Durante el diagnóstico inicial, se identificó una dificultad en los estudiantes para comprender conceptos biomecánicos, especialmente los relacionados con los rangos de movimiento articular. Actualmente, se emplean herramientas como Kinovea, que si bien son accesibles, dependen de grabaciones previas y del uso de marcadores físicos, lo cual restringe la interacción en tiempo real y se limita a las habilidades del usuario. Esta situación afecta tanto la asimilación de la teoría como el desarrollo de habilidades prácticas, y reduce el interés de los estudiantes por vincular la biomecánica con otras áreas tecnológicas como la visión artificial o la robótica.

Frente a esta situación, el proyecto propone el desarrollo de un sistema de análisis biomecánico de rangos de movimiento articular mediante visión artificial, con un enfoque pedagógico. Esta herramienta permitirá a los estudiantes observar, registrar y analizar sus movimientos articulares, facilitando el aprendizaje práctico y la retroalimentación individual. Asimismo, se busca fomentar el interés por tecnologías aplicadas en el área biomédica, promoviendo un aprendizaje contextualizado y participativo.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

En la carrera de Ingeniería Biomédica de la Universidad del Valle, ubicada en la ciudad de Cochabamba, se imparte la asignatura de Biomecánica con sesiones teóricas y prácticas contempladas en su programa analítico. Sin embargo, la materia no cuenta con un laboratorio específico, y las actividades prácticas se basan en el análisis manual de fotografías y videos, o que hace que los resultados dependan de las habilidades y criterios del usuario.

Como consecuencia, no es posible obtener mediciones consistentes, debido a la falta de control sobre variables como la perspectiva o la posición de la cámara. En una entrevista semiestructurada orientada a la identificación de necesidades y limitaciones técnicas en la enseñanza práctica de biomecánica, la docente entrevistada manifestó que “el problema de esas herramientas es que, si no se coloca bien la cámara, los datos salen mal”, evidenciando la ausencia de procedimientos técnicos básicos estandarizados y la necesidad de herramientas replicables que favorezcan la consistencia en la observación de los rangos articulares. Esta situación repercute especialmente en las unidades centradas en la anatomía funcional, donde es necesario comprender de manera aplicada la relación entre estructura, movimiento y función.

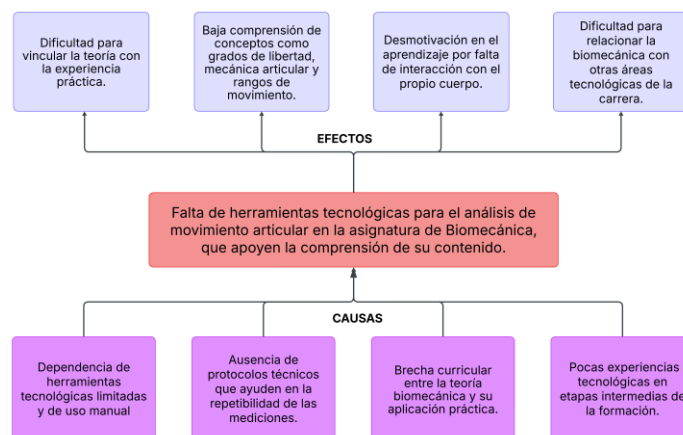
La falta de recursos interactivos para observar el comportamiento articular desde un enfoque práctico limita la comprensión de los conceptos biomecánicos, reduce la motivación y dificulta la vinculación entre teoría y práctica, impidiendo que los estudiantes se involucren de forma activa con su propio cuerpo como instrumento de estudio.

2.1 FORMULACIÓN DEL PROBLEMA.

¿Qué tipo de solución educativa basada en tecnologías de captura visual podría mejorar la comprensión práctica de los rangos articulares en la asignatura de Biomecánica en la Universidad del Valle?

2.2 ÁRBOL DEL PROBLEMA.

Figura 1. Árbol del problema



Fuente: Elaboración propia, 2025.

3. JUSTIFICACIÓN.

3.1 JUSTIFICACIÓN TÉCNICA

En el ámbito educativo de la biomecánica, es necesario contar con herramientas que permitan observar y analizar el movimiento humano de forma controlada y repetible, favoreciendo la comprensión de los conceptos teóricos. La implementación de tecnologías para la captura y el procesamiento de imágenes posibilita generar representaciones útiles para la enseñanza, reduciendo la dependencia de métodos altamente manuales.

La viabilidad técnica del proyecto se sustenta en la disponibilidad de herramientas de código abierto para visión artificial, métodos de estimación angular aplicados en contextos académicos y componentes de bajo costo que pueden integrarse sin requerir infraestructura especializada. Estas condiciones permiten desarrollar soluciones adaptadas a entornos de enseñanza, con procedimientos replicables y de fácil implementación, lo que facilita la comprensión práctica de conceptos biomecánicos.

3.2 JUSTIFICACIÓN ACADÉMICA

El aprendizaje basado en la experiencia e interacción corporal favorece la asimilación de conceptos complejos como los rangos articulares y la dinámica del movimiento humano. Al analizar su propio cuerpo, el estudiante conecta la teoría con sensaciones y observaciones directas, integrando procesos cognitivos que fortalecen la comprensión y retención del conocimiento. Este enfoque pedagógico permite que la biomecánica deje de ser un concepto abstracto para ser una experiencia tangible.

La documentación técnica generada podrá ser utilizada como referencia en investigaciones futuras relacionadas con tecnologías educativas y análisis biomecánico. Dado su carácter replicable y escalable, el sistema puede adaptarse a otros entornos académicos y evolucionar con mejoras posteriores, ampliando sus posibilidades de uso.

3.3 JUSTIFICACIÓN ECONÓMICA

La mayoría de los sistemas comerciales de captura de movimiento de alta precisión, como Vicon o Qualisys, requieren múltiples cámaras sincronizadas y licencias de software especializadas, lo que genera costos que suelen superar los 20.000 dólares para configuraciones estándar de 6 a 12 cámaras (Grebler, 2011; K. Lafayette et al., 2023). Sin embargo, existen sistemas con menor número de cámaras, como configuraciones con 2 a 4 cámaras Kinect o Intel RealSense, que reducen la inversión inicial a rangos entre 1.000 y 5.000 dólares aproximadamente, manteniendo una medición adecuada para análisis básicos y aplicaciones clínicas o deportivas (Salguero, 2018; K. Lafayette et al., 2023).

Por otro lado, las soluciones de bajo costo se basan en una sola cámara convencional y software libre o económico, como Kinovea o MediaPipe, que permiten análisis en 2D o con estimación 3D limitada. Estos sistemas quitan la necesidad de licencias y múltiples dispositivos, ofreciendo costos usualmente por debajo de 500 dólares (incluyendo hardware básico) (K. Lafayette et al., 2023; Salguero, 2018).

4. OBJETIVOS

4.1 OBJETIVO GENERAL

Desarrollar un sistema de análisis biomecánico en un plano, basado en visión artificial, para estimar rangos de movimiento articular con fines didácticos en la asignatura de Biomecánica de la carrera de Ingeniería Biomédica de la Universidad Privada del Valle.

4.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Analizar los rangos articulares funcionales de miembros inferiores y superiores, así como las técnicas de visión artificial aplicables, con el fin de sustentar el diseño del sistema educativo orientado al análisis biomecánico.
- Diseñar el modelo funcional del sistema, estructurando sus módulos de adquisición de datos, procesamiento de movimiento articular, visualización gráfica y soporte físico articulado, orientado al uso en entornos de formación en biomecánica.
- Desarrollar el algoritmo de estimación de ángulos articulares mediante triangulación de puntos anatómicos obtenidos por visión artificial, e integrar una interfaz interactiva para la visualización en tiempo real del movimiento.
- Comparar los valores angulares generados por el sistema con datos obtenidos por goniómetro manual, a fin de verificar su aplicabilidad en contextos educativos.
- Realizar pruebas de campo en sesiones controladas de enseñanza práctica de biomecánica.

5. MARCO TEÓRICO

5.1 FUNDAMENTOS DE LA BIOMECAÁNICA Y MOVIMIENTO HUMANO

La biomecánica es una disciplina que se encuentra en la intersección entre la ingeniería y las ciencias biológicas, y forma parte integral del campo de la bioingeniería y la ingeniería biomédica. Su propósito es aplicar los principios de la mecánica clásica al estudio y análisis de los sistemas biológicos, con énfasis en el sistema musculoesquelético. En este sentido, la biomecánica permite comprender el comportamiento funcional del cuerpo humano bajo diversas condiciones de carga, tanto en estado estático como dinámico (Nordin & Frankel, 2012).

La mecánica aplicada dentro del estudio biomecánico se descompone en varios enfoques específicos. La estática, por ejemplo, permite analizar las magnitudes y direcciones de las fuerzas internas y externas que actúan sobre las articulaciones y los músculos. Este análisis es clave para comprender cómo se mantiene el equilibrio postural y cómo se distribuyen las cargas durante actividades sin desplazamiento, como la bipedestación o el levantamiento de cargas (Hall, 2015). Por otra parte, la dinámica se ocupa del análisis del movimiento, incluyendo aspectos como la velocidad y la aceleración, y es esencial para describir la marcha, la carrera o cualquier otra forma de locomoción. En biomecánica, este enfoque se combina con la cinemática para estudiar trayectorias articulares sin necesidad de conocer las fuerzas que las generan, y con la cinética cuando se evalúan dichas fuerzas (Knudson, 2007).

También se incorpora la mecánica de sólidos deformables, la cual permite modelar el comportamiento mecánico de tejidos como huesos, tendones y ligamentos. A través de esta perspectiva, se definen ecuaciones constitutivas que describen la respuesta de estos tejidos frente a diferentes tipos de esfuerzos y deformaciones. Estos modelos son útiles para simular el efecto de lesiones, intervenciones quirúrgicas o dispositivos ortopédicos (Nordin & Frankel, 2012). Además, en el análisis articular, la mecánica de fluidos también forma parte del espectro de la biomecánica. Este enfoque se ha empleado principalmente en el estudio del flujo sanguíneo, la dinámica del aire en los pulmones y los mecanismos de lubricación sinovial en las articulaciones demostrando la amplitud del campo biomecánico (Nordin & Frankel, 2012).

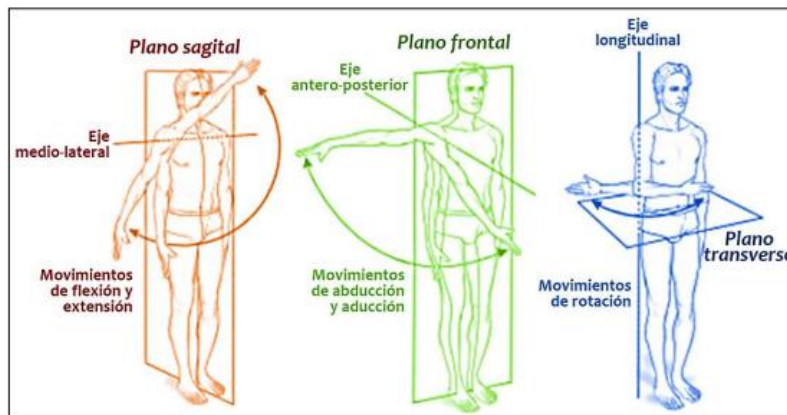
Desde el punto de vista investigativo, la biomecánica se apoya en tres grandes enfoques: los estudios experimentales, el análisis mediante modelos matemáticos, y la investigación aplicada. Los estudios experimentales se centran en determinar propiedades mecánicas de materiales biológicos, como la rigidez del hueso o la elasticidad del cartílago. El análisis de modelos, por su parte, permite simular condiciones fisiológicas y predecir comportamientos sin necesidad de recurrir a pruebas invasivas. La investigación aplicada busca trasladar estos conocimientos al desarrollo de tecnologías que beneficien directamente a las personas, como prótesis, sistemas de asistencia o programas de ergonomía laboral (Nordin & Frankel, 2012). Comprender estos fundamentos biomecánicos ayuda a interpretar los

fenómenos de movimiento humano desde una perspectiva cuantitativa. Así, conceptos como fuerza, torque, centro de masa, estabilidad y carga articular no solo adquieren relevancia clínica o investigativa, sino también didáctica.

5.1.1 PLANOS Y EJES ANATÓMICOS

El análisis biomecánico del movimiento humano requiere una representación sistemática del cuerpo en el espacio. Para ello, se utilizan los conceptos de planos y ejes anatómicos, los cuales permiten describir la orientación y dirección de los movimientos articulares permitiendo cuantificar rangos de movimiento, establecer trayectorias y analizar la cinemática de segmentos corporales (Hall, 2015).

Figura 1: Planos y ejes de movimiento



Fuente: P, L. G. (2016). Características de la anatomía infantil en el desarrollo motor de cero a nueve meses de edad. *Morfología*, 8(1). <https://repositorio.unal.edu.co/handle/unal/67121>

Como se ve en la figura 1, existen tres planos anatómicos cardinales, definidos con relación al cuerpo humano en posición anatómica estándar (bipedestación con vista frontal, brazos extendidos a los lados y palmas hacia adelante):

- Plano sagital (perfil): divide el cuerpo en mitades derecha e izquierda. Los movimientos que ocurren en este plano incluyen la flexión y la extensión, como en el caso del codo o la cadera durante la marcha.
- Plano frontal (coronal): divide el cuerpo en mitades anterior y posterior. En este plano se producen movimientos de abducción y aducción, como la separación lateral de los brazos o las piernas.
- Plano transversal (horizontal): divide el cuerpo en mitades superior e inferior. Abarca movimientos de rotación interna y externa, comunes en articulaciones como el hombro o la cadera (Neumann, 2017).

Cada uno de estos planos se asocia con un eje perpendicular, alrededor del cual se produce el movimiento. Estos ejes anatómicos son:

- Eje latero-lateral (transversal): orientado de lado a lado; perpendicular al plano sagital. Los movimientos que ocurren alrededor de este eje son flexión y extensión.
- Eje antero-posterior (sagital): orientado de adelante hacia atrás; perpendicular al plano frontal. Movimientos como la abducción y la aducción giran alrededor de este eje.
- Eje longitudinal (vertical): orientado de arriba hacia abajo; perpendicular al plano transversal. Los movimientos de rotación axial se realizan alrededor de este eje (Nordin & Frankel, 2012).

La comprensión de esta organización tridimensional ayuda a la medición de ángulos articulares y los sistemas de estimación de pose, infieren posiciones articulares en coordenadas espaciales que luego deben interpretarse en términos de movimientos relativos dentro de estos planos y ejes. Por ejemplo, un aumento en el ángulo entre el muslo y el tronco en el plano sagital puede interpretarse como una flexión de cadera. Además, esta estructura permite diferenciar movimientos fisiológicos de posibles compensaciones o disfunciones. Por ejemplo, una abducción de hombro pura en el plano frontal no debería incluir rotación externa simultánea en el plano transversal.

5.1.2 TIPOS DE ARTICULACIONES Y GRADOS DE LIBERTAD

El sistema musculoesquelético humano está compuesto por una variedad de articulaciones que permiten el movimiento coordinado de los segmentos corporales. Una articulación puede definirse como la unión entre dos o más huesos, cuya estructura determina su capacidad de movimiento y función mecánica (Nordin & Frankel, 2012).

Las articulaciones se clasifican de manera estructural y funcional. Estructuralmente, se dividen en tres grandes grupos: fibrosas, cartilaginosas y sinoviales, siendo estas últimas las más relevantes para el análisis del movimiento humano por su amplia movilidad. Las articulaciones sinoviales poseen una cápsula articular, membrana sinovial, líquido sinovial y superficies articulares recubiertas de cartilago hialino, lo que facilita el deslizamiento y la movilidad controlada (Levangie & Norkin, 2005).

Desde un punto de vista funcional, la capacidad de una articulación para moverse en el espacio se describe mediante el concepto de grados de libertad (*DoF*, por sus siglas en inglés). Cada grado de libertad representa un eje alrededor del cual un segmento corporal puede rotar o trasladarse. Las articulaciones humanas presentan típicamente grados de libertad en forma de rotaciones, más que traslaciones, y estas rotaciones se asocian directamente con los planos y ejes anatómicos previamente descritos (Neumann, 2017)

A continuación, se describen los principales tipos de articulaciones sinoviales según su forma estructural y sus grados de libertad:

- Articulación esferoidea (enartrosis): permite tres grados de libertad.
Ejemplo: articulación glenohumeral (hombro) y coxofemoral (cadera), que realizan flexión/extensión, abducción/aducción y rotaciones.
- Articulación en bisagra (troclear): permite un grado de libertad (flexión-extensión). Ejemplo: articulación humerocubital (codo) y articulación femorotibial (rodilla, en condiciones restringidas).
- Articulación trocoide (pivote): permite rotación axial alrededor de un solo eje.
Ejemplo: articulación atlantoaxial o la radiocubital proximal.
- Articulación condílea (elipsoidea): permite dos grados de libertad.
Ejemplo: articulación radiocarpiana (muñeca).
- Articulación en silla de montar (sellar): permite también dos grados de libertad.
Ejemplo: articulación carpometacarpiana del pulgar.
- Articulación plana (artrodia): permite deslizamientos limitados en múltiples direcciones, sin un eje de rotación definido.
Ejemplo: articulaciones intercarpianas (Hall, 2015).

En biomecánica, conocer la cantidad de grados de libertad de una articulación permite establecer la complejidad de su análisis y las posibles combinaciones de movimiento. Por ejemplo, al analizar el hombro se debe considerar simultáneamente movimientos en tres planos, mientras que, en el codo, el análisis se puede reducir principalmente al plano sagital.

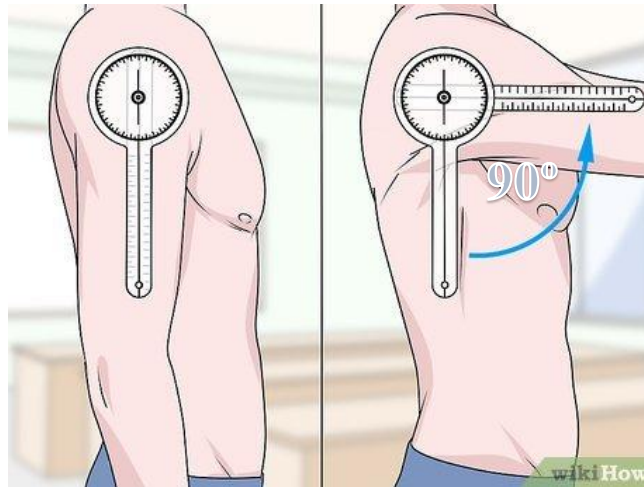
5.1.3 RANGO DE MOVIMIENTO ARTICULAR Y SU EVALUACIÓN

El rango de movimiento articular (ROM, por sus siglas en inglés) se define como la amplitud máxima angular que una articulación puede alcanzar durante un movimiento activo o pasivo, dentro de sus límites fisiológicos normales. Este parámetro es esencial en biomecánica, ya que permite cuantificar la movilidad funcional de una articulación y sirve como indicador de salud musculoesquelética, tanto en contextos clínicos como en el análisis del rendimiento físico (Neumann, 2017).

Para fines de análisis comparativo y educativo, es común recurrir a valores de referencia estandarizados que representan los rangos promedio generales de una población adulta sana. Estos parámetros generales serán utilizados en el presente proyecto como criterio base para la interpretación de los ángulos articulares estimados, reconociendo que pueden existir variaciones individuales fuera de estos

márgenes debido a que el ROM varía según el tipo de articulación, su configuración estructural, el tono muscular, la elasticidad ligamentosa, la integridad articular y factores como la edad, el sexo o antecedentes de lesión. Por ejemplo, la articulación del hombro presenta un rango de movimiento más amplio en comparación con la del codo o la rodilla, debido a su estructura esferoidea y menor estabilidad pasiva (Levangie & Norkin, 2005).

Figura 2: Medición del ROM con goniómetro manual.



Fuente: Mph, E. K. D. (2020, 22 junio). *Cómo usar un goniómetro: 11 Pasos (con imágenes)*. wikiHow. <https://es.wikihow.com/usar-un-goni%C3%B3metro>

Los movimientos articulares se evalúan generalmente en grados angulares ($^{\circ}$), siendo los valores de referencia estandarizados para cada articulación en textos clínicos y biomédicos. Estos valores se determinan con el paciente en posición anatómica y pueden medirse bajo dos modalidades:

- Movimiento activo: realizado por el propio sujeto utilizando su fuerza muscular.
- Movimiento pasivo: asistido por un evaluador o instrumento, sin contracción muscular voluntaria.

La herramienta tradicional para medir el ROM es el goniómetro, instrumento mecánico de dos brazos con una escala angular que se alinea con los segmentos óseos antes y después del movimiento. Su uso se considera de bajo costo, pero depende en gran medida de la experiencia del evaluador y de una alineación anatómica precisa para obtener medidas confiables (Kendall et al., 2005).

5.2 ANATOMÍA FUNCIONAL Y BIOMECÁNICA ARTICULAR

5.2.1 ARTICULACIÓN DEL HOMBRO

La articulación del hombro constituye una de las estructuras más complejas y móviles del cuerpo humano. Desde el punto de vista anatómico y biomecánico, el término “hombro” no se limita a una sola articulación, sino que se refiere a un conjunto de cinco articulaciones que conforman el complejo articular del hombro: el glenohumeral, la acromioclavicular, la esternoclavicular, la escapulotorácica (considerada una articulación funcional) y la subdeltoidea (Kapandji, 2008). De estas, la articulación glenohumeral es la principal responsable de los movimientos del brazo en el espacio, y será el foco de análisis en esta sección.

La articulación glenohumeral es una enartrosis (esferoidea), formada por la cabeza del húmero y la cavidad glenoidea de la escápula. Esta configuración permite un alto grado de movilidad, con tres grados de libertad que abarcan movimientos en los tres planos anatómicos: flexión-extensión, abducción-aducción, y rotación interna-externa. Esta movilidad, sin embargo, se logra a expensas de la estabilidad articular, lo que convierte al hombro en una de las articulaciones más susceptibles a dislocaciones y lesiones por sobreuso (Nordin & Frankel, 2012).

Desde el punto de vista biomecánico, los movimientos del hombro pueden describirse de la siguiente manera:

- Flexión: movimiento del brazo hacia adelante en el plano sagital (0° a 180°).
- Extensión: movimiento posterior del brazo (0° a 60°).
- Abducción: elevación lateral del brazo en el plano frontal (0° a 180° , aunque por sí sola el glenohumeral solo contribuye aproximadamente 120°).
- Aducción: retorno del brazo al eje corporal desde la abducción.
- Rotación interna: giro del húmero hacia el plano frontal, con el codo en 90° de flexión (hasta 70°).
- Rotación externa: giro del húmero en sentido contrario (hasta 90°).
- Circunducción: combinación secuencial de los movimientos anteriores, describiendo un cono en el espacio (Levangie & Norkin, 2005).

La estimación del ROM de la articulación del hombro mediante visión artificial requerirá identificar puntos anatómicos clave, como el acromion, el epicóndilo lateral del húmero y el centro del hombro, para calcular con precisión los ángulos de abducción o flexión.

5.2.2 ARTICULACIÓN DEL CODO

La articulación del codo permite la conexión funcional entre el brazo y el antebrazo, facilitando tanto movimientos de posicionamiento del miembro superior como acciones de alcance, empuje y tracción. Aunque comúnmente se le considera una sola articulación, desde el punto de vista anatómico está compuesta por tres articulaciones distintas que comparten una misma cápsula articular: la humerocubital, la humerorradial y la radiocubital proximal (Nordin & Frankel, 2012).

La articulación humerocubital, de tipo troclear (bisagra), es la principal responsable del movimiento de flexión y extensión del codo en el plano sagital. Permite aproximadamente un grado de libertad, con un rango de movimiento funcional que varía entre 0° (extensión completa) y 145° (flexión máxima activa), aunque este valor puede incrementarse pasivamente en sujetos con hipermovilidad (Levangie & Norkin, 2005). Este movimiento se realiza alrededor de un eje transversal ligeramente inclinado, lo que contribuye al ángulo fisiológico llamado ángulo de carga o valgo fisiológico del codo, visible especialmente en la extensión completa (Neumann, 2017).

La articulación humerorradial también participa en la flexoextensión, aunque su principal contribución está en facilitar la transmisión de cargas desde la mano hacia el húmero. Junto a la articulación radiocubital proximal, permite la pronosupinación del antebrazo, un movimiento de rotación alrededor de un eje longitudinal, con un ROM aproximado de 80° de pronación y 80° de supinación, partiendo de la posición neutra (Hall, 2015). Este movimiento no implica una rotación del codo en sí, sino una rotación del radio sobre el cúbito, posibilitada por las articulaciones radiocubital proximal y distal, en coordinación con la membrana interósea.

Desde el punto de vista biomecánico, el codo actúa como un sistema de palanca de tercer grado durante la flexión, en el cual el esfuerzo muscular se aplica entre el eje de rotación y la resistencia externa. Este diseño permite movimientos convenientes y veloces, aunque con menor ventaja mecánica, lo cual es consistente con la función del miembro superior en tareas de manipulación más que de carga (Nordin & Frankel, 2012).

La medición del ROM del codo mediante visión artificial requiere identificar correctamente los puntos anatómicos del hombro, del epicóndilo del codo y de la muñeca para formar vectores que den el ángulo articular.

5.2.3 ARTICULACIÓN DE LA CADERA

La articulación de la cadera, o coxofemoral, es una enartrosis que conecta el miembro inferior con la pelvis, formada por la cabeza del fémur y el acetábulo del hueso coxal. Esta estructura combina un amplio rango de movilidad con una alta estabilidad, lo que le permite soportar cargas significativas durante la bipedestación y la marcha (Neumann, 2017).

Desde un punto de vista funcional, la cadera presenta tres grados de libertad, permitiendo movimientos en los tres planos anatómicos:

- Flexión: hasta 120° con la rodilla flexionada y aproximadamente 90° con la rodilla extendida.
- Extensión: alrededor de 20° a 30°, limitada por los ligamentos anteriores y la cápsula articular.
- Abducción: entre 40° y 45°, reducida si la rodilla está extendida.
- Aducción: entre 20° y 30°, limitada por el contacto con el miembro contralateral.
- Rotación interna: aproximadamente 35° a 40°.
- Rotación externa: alrededor de 40° a 50° (Levangie & Norkin, 2005).

Biomecánicamente, la cadera actúa como punto de transición de fuerzas entre el tronco y los miembros inferiores, absorbiendo y transmitiendo cargas de impacto. Durante la marcha, su movimiento en los tres planos es esencial para mantener la eficiencia energética y el equilibrio. La combinación de rotación y traslación de la cabeza femoral dentro del acetábulo permite adaptaciones rápidas a cambios de dirección y terreno (Hall, 2015).

5.2.4 ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

La articulación de la rodilla es la más grande y una de las más complejas del cuerpo humano. Está conformada principalmente por la unión entre el fémur, la tibia y la rótula, e incluye dos articulaciones funcionales: la femorotibial, que soporta la mayor parte de la carga y permite el movimiento angular, y la femoropatelar, que mejora la eficacia del músculo cuádriceps durante la extensión (Neumann, 2017).

Desde el punto de vista estructural, la articulación femorotibial se clasifica como una **trocLEAR modificada**, ya que actúa principalmente como una bisagra (permitiendo flexión y extensión en el plano sagital) y también posee una ligera rotación axial pasiva cuando la rodilla está en flexión, especialmente durante el mecanismo de “bloqueo” y “desbloqueo” de la rodilla en la marcha (Hall, 2015). Esta rotación depende de la tensión de los ligamentos colaterales y cruzados, y de la geometría condilar.

Los rangos de movimiento fisiológicos aproximados de la rodilla son:

- Flexión: hasta 135°, aunque varía en función del grosor de la pantorrilla y la actividad.
- Extensión: 0°, pudiendo llegar a una ligera hiperextensión en individuos con laxitud ligamentosa (hasta -5° a -10°).
- Rotación interna y externa: posibles solo cuando la rodilla está en flexión, con un rango funcional total de aproximadamente 40° (Levangie & Norkin, 2005).

La estabilidad articular de la rodilla se basa tanto en estructuras pasivas como activas. Los ligamentos cruzados anterior y posterior (LCA y LCP) estabilizan la rodilla en el plano anteroposterior, mientras que

los ligamentos colaterales medial y lateral lo hacen en el plano frontal. Además, los meniscos aumentan la congruencia articular y distribuyen las cargas compresivas. En conjunto, estas estructuras limitan el movimiento excesivo y guían el desplazamiento tibiofemoral durante la flexión y extensión (Nordin & Frankel, 2012).

5.2.5 ARTICULACIÓN DEL TOBILLO

La articulación del tobillo constituye un complejo funcional que permite la adaptación del pie al suelo y la propulsión del cuerpo durante actividades como la marcha, la carrera o el salto. Anatómicamente, el complejo articular del tobillo está formado por dos unidades principales: la **articulación talocrural** (o tibioperoneoastragalina) y la **articulación subtalar** (o talocalcánea). A nivel funcional, ambas trabajan en conjunto para generar y controlar los movimientos del pie en los tres planos anatómicos (Neumann, 2017).

La articulación talocrural, compuesta por la tibia, el peroné y el talus, es una trocleartrosis que permite principalmente los movimientos de flexión plantar (aproximadamente 0° a 50°) y flexión dorsal (aproximadamente 0° a 20°) en el plano sagital. Su eje de movimiento está ligeramente oblicuo, lo que genera cierto componente rotacional, aunque no sea su principal función (Levangie & Norkin, 2005). La estabilidad pasiva en esta articulación es proporcionada por los ligamentos laterales (peroneoastragalino anterior, peroneocalcáneo y peroneoastragalino posterior) y el ligamento deltoideo en la cara medial.

Por su parte, la articulación subtalar, ubicada entre el talus y el calcáneo, permite los movimientos de inversión (hasta 30°) y eversión (hasta 20°), fundamentales para la adaptación del pie a superficies irregulares. Aunque la amplitud angular total es menor que en la talocrural, su función es esencial para el control del equilibrio lateral y la distribución de cargas durante el ciclo de la marcha (Hall, 2015).

El complejo del tobillo también incluye otras articulaciones como la transversa del tarso y las intertarsianas, que contribuyen a los movimientos compuestos conocidos como pronación y supinación. Estos movimientos combinan flexión, extensión, rotación y desplazamientos laterales, y tienen especial relevancia clínica y biomecánica en la marcha y en la prevención de lesiones (Nordin & Frankel, 2012).

Desde el punto de vista biomecánico, el tobillo actúa como una palanca de segundo grado durante la fase de despegue de la marcha, permitiendo convertir la fuerza muscular en desplazamiento eficiente. Además, su control neuromuscular es crítico para mantener la estabilidad postural durante cambios de dirección o absorción de impactos.

5.3 ALTERACIONES BIOMECÁNICAS FUNCIONALES COMUNES

El estudio de las alteraciones biomecánicas resulta fundamental para comprender cómo las disfunciones articulares o musculares pueden afectar la ejecución del movimiento humano. Estas alteraciones, también denominadas compensaciones biomecánicas, son adaptaciones que el cuerpo

adopta para mantener una función específica, como alcanzar un objeto o desplazarse, cuando una o más estructuras involucradas no cumplen su rol de manera eficiente (Neumann, 2017).

Estas compensaciones pueden deberse a restricciones articulares, debilidad muscular, desequilibrios posturales o alteraciones neuromotoras, y aunque en muchos casos permiten mantener la funcionalidad básica, también pueden generar sobrecarga en estructuras adyacentes, aumentando el riesgo de lesión o deterioro articular a largo plazo (Hall, 2015).

5.3.1 PATRONES COMPENSATORIOS EN MIEMBROS SUPERIORES

En el análisis del miembro superior, las compensaciones funcionales suelen observarse durante tareas que implican alcance, empuje o tracción, especialmente cuando una articulación presenta limitación en el rango de movimiento o debilidad muscular.

Uno de los patrones compensatorios más comunes se observa en la articulación del hombro. Cuando existe una restricción en la abducción glenohumeral (por rigidez capsular o debilidad del deltoides), el cuerpo suele incrementar el movimiento de la escápula, generando una elevación excesiva del hombro o un desplazamiento lateral del tronco para alcanzar el objetivo. Este tipo de compensación, si persiste, puede contribuir al síndrome de pinzamiento subacromial o a disfunciones del manguito rotador (Kapandji, 2008).

En el codo, si se pierde la extensión completa, es habitual que el sujeto acerque el tronco hacia el objeto que desea alcanzar, en lugar de extender el brazo. Este patrón altera la mecánica general del miembro superior y puede sobrecargar la articulación glenohumeral.

Durante movimientos de pronosupinación, como girar una perilla o usar un destornillador, si existe rigidez en la articulación radiocubital, es frecuente observar una rotación compensatoria del hombro o del tronco, que enmascara la limitación real. Estas adaptaciones pueden pasar desapercibidas si no se analizan de manera segmentaria.

Otras alteraciones comunes en miembros superiores incluyen:

- Inestabilidad escapular: movimiento errático o falta de control de la escápula durante actividades de elevación.
- Protracción o retracción excesiva del hombro: vinculadas con desequilibrios musculares entre pectorales y romboides.
- Hiperextensión compensatoria del codo: en sujetos con laxitud articular, que buscan estabilizar el brazo en tareas de carga (Castro & Turiele, 2016).

5.3.2 PATRONES COMPENSATORIOS EN MIEMBROS INFERIORES

Los miembros inferiores participan de manera directa en funciones esenciales como la locomoción, el equilibrio y la transmisión de cargas. Cuando existen restricciones articulares, debilidad muscular o alteraciones posturales, es común que el cuerpo adopte patrones compensatorios para mantener la funcionalidad. Si bien estas compensaciones pueden ser inicialmente adaptativas, su persistencia puede producir desalineaciones articulares, sobrecarga estructural y riesgo de lesión (Neumann, 2017).

Uno de los patrones más frecuentes ocurre en la articulación de la cadera. Ante una limitación en la flexión de cadera, como sucede en casos de rigidez capsular o debilidad del psoas-ilíaco, el individuo tiende a aumentar la flexión del tronco hacia adelante durante actividades como la marcha o la sedestación. Esta compensación puede generar tensión excesiva en la región lumbar, favoreciendo molestias mecánicas o desequilibrios posturales (Hall, 2015).

Cuando existe debilidad en los abductores de cadera (glúteo medio y menor), se produce el signo de Trendelenburg, que es el descenso de la pelvis contralateral en la fase de apoyo de la marcha. Para compensar esta inestabilidad, el tronco suele inclinarse hacia el lado de apoyo, con el objetivo de reducir el momento de fuerza sobre la cadera afectada. Este patrón, si no se corrige, puede alterar la mecánica global de la marcha y generar disfunciones en la región lumbopélvica (Levangie & Norkin, 2005).

En la articulación de la rodilla, la presencia de restricciones en la flexión puede inducir una elevación compensatoria de la cadera o una abducción excesiva del miembro durante la fase de oscilación de la marcha. Este patrón, conocido como “circunducción del miembro inferior”, incrementa el gasto energético y puede estar asociado a alteraciones neuromusculares o rigidez articular. Por otra parte, la debilidad del cuádriceps puede llevar al paciente a hiperextender la rodilla para estabilizarla en la fase de apoyo (Nordin & Frankel, 2012).

En el tobillo, una limitación en la dorsiflexión, ya sea por rigidez de la articulación talocrural o acortamiento del tríceps sural, genera un patrón compensatorio caracterizado por la elevación excesiva del talón, la rotación externa del pie o el aumento de la flexión de cadera y rodilla. Estos cambios buscan mantener el avance del cuerpo, pero pueden inducir sobrecarga en las articulaciones superiores.

Entre las compensaciones más comunes en miembros inferiores se destacan:

- Pronación excesiva del pie: asociada a debilidad del tibial posterior o desequilibrio en el arco plantar.
- Genu valgo o varo funcional: por desequilibrios musculares en aductores o abductores de cadera.
- Marcha antálgica: patrón de marcha acortado para evitar la carga sobre un miembro doloroso (Castro & Turiele, 2016).

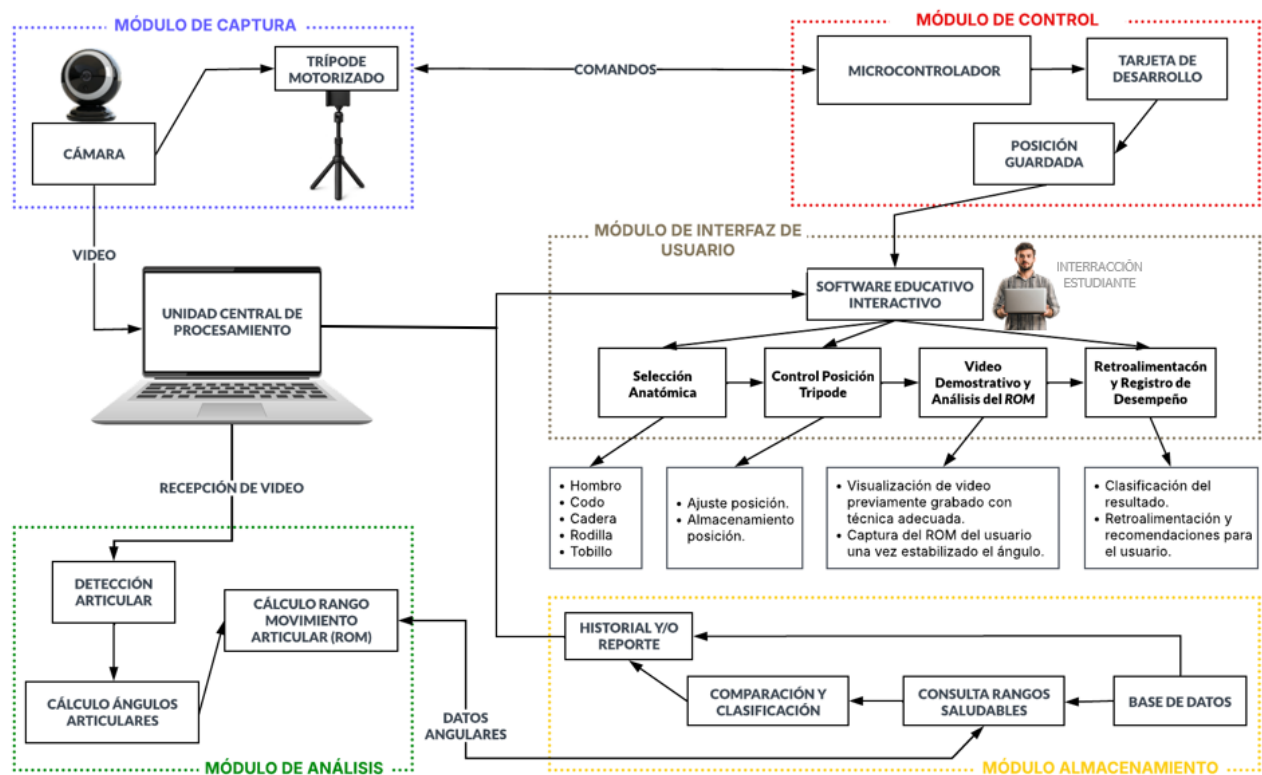
6. PROPUESTA.

El diagrama de bloques representada en la Figura 3, muestra la arquitectura funcional de un sistema educativo orientado al análisis de rangos articulares. El proceso inicia con la captura de video mediante una cámara montada sobre un trípode motorizado, cuyo posicionamiento se ajusta automáticamente desde un microcontrolador.

La señal de video es procesada en una unidad central, donde se detectan los puntos articulares, se calculan los ángulos y se determina el rango de movimiento. Estos datos se comparan con valores de referencia obtenidos de una base de datos para clasificar el desempeño del usuario.

La interfaz facilita seleccionar la articulación a evaluar, visualizar ejemplos, controlar el trípode, capturar el movimiento y recibir retroalimentación. Finalmente, los resultados se almacenan junto con el historial del usuario, lo que permite seguimiento y repetibilidad en futuras sesiones.

Figura 3. Diagrama de bloques



Fuente: Elaboración propia, 2025.

6.1 ALCANCES

- Se desarrollará una interfaz funcional, en formato de aplicación de escritorio o plataforma web, que permita visualizar en tiempo real los ángulos articulares estimados mediante una cámara.
- El sistema mostrará una representación 2D, identificando articulaciones y segmentos corporales, y calculará los ángulos articulares a partir de tres puntos anatómicos por articulación.
- Se incluirá retroalimentación visual simple, mediante mensajes o indicadores de color, que informen si los ángulos registrados se encuentran dentro o fuera de los rangos de movimiento establecidos según literatura biomecánica.
- El análisis se centrará en el rango de movimiento de hombro, codo, cadera, rodilla y tobillo, priorizando patrones básicos en un plano, como flexión, extensión, abducción y aducción.
- Los datos angulares serán segmentados por articulación y organizados estructuradamente para su análisis comparativo con valores de referencia.
- El sistema será probado con estudiantes sanos durante sesiones prácticas de la asignatura de biomecánica, en un entorno académico controlado.
- Se analizarán de dos a tres ejercicios por segmento corporal, seleccionados por su utilidad pedagógica y viabilidad técnica para la detección con cámara.
- Se incorporará un mecanismo motorizado de ajuste vertical que permitirá posicionar la cámara según el segmento a analizar. Las posiciones configuradas podrán guardarse para ser reutilizadas en futuras sesiones con el mismo ejercicio.

6.2 LIMITACIONES

- El sistema estará diseñado para operar con una única cámara convencional, ubicada en posición frontal, sin integración de cámaras de profundidad, sensores inerciales, ni hardware adicional.
- La estimación de los ángulos articulares se realizará exclusivamente en dos dimensiones y por plano, sin análisis tridimensional ni evaluación de movimientos fuera del plano frontal o máximo sagital.
- El sistema detectará y analizará el movimiento de una sola persona por sesión, sin soporte para usuarios múltiples ni seguimiento simultáneo.
- El prototipo se ejecutará en una computadora personal sin requerimientos de procesamiento gráfico avanzado, limitando su uso a dispositivos de uso general.
- El ajuste del encuadre de la cámara se restringirá al eje vertical, mediante un mecanismo motorizado de altura, sin control automatizado de rotación horizontal ni seguimiento dinámico.
- El análisis se limitará a ejercicios simples en un único plano, como flexión, extensión, abducción y aducción, sin contemplar combinaciones complejas de movimiento ni análisis cinemático completo.

- El sistema estará destinado exclusivamente a fines educativos, por lo que no incluirá funcionalidades clínicas como análisis de compensaciones posturales, estimación de fuerzas ni reconstrucción tridimensional, y no será apto para diagnóstico o aplicación terapéutica.
- La verificación se realizará únicamente mediante comparación con rangos articulares de referencia provenientes de literatura especializada y verificación con goniómetro manual, sin instrumentos clínicos de alta precisión.
- Los valores utilizados no serán personalizados; se aplicarán rangos promedio, sin diferenciación por sexo, edad, morfología ni condición física.
- La interfaz será de tipo académico, con diseño funcional básico, sin conexión a plataformas externas, ni servidores remotos.
- El uso del sistema se limitará a entornos controlados como aulas o laboratorios universitarios, sin aplicabilidad en contextos clínicos, domiciliarios o deportivos.

7. METODOLOGÍA.

7.1 ENFOQUE DE INVESTIGACIÓN.

El presente proyecto adopta un enfoque cuantitativo, al basarse en la recolección y análisis de datos numéricos sobre rangos de movimiento articular mediante técnicas de visión artificial. A partir de coordenadas articulares extraídas por el sistema, se calcularán ángulos que serán comparados con valores biomecánicos generales de referencia, con el propósito de evaluar de forma objetiva la movilidad funcional de los segmentos corporales para uso pedagógico.

7.2 TIPO DE INVESTIGACIÓN.

El presente proyecto adopta un tipo de investigación descriptivo y exploratorio. En su carácter descriptivo, se enfoca en detallar los componentes técnicos y computacionales del sistema educativo diseñado para el análisis de rangos articulares mediante visión artificial, incluyendo su estructura, algoritmos y forma de visualización de resultados.

A nivel exploratorio, se aborda un campo poco desarrollado en el contexto universitario local: el uso de herramientas basadas en visión artificial con fines didácticos en biomecánica. Se evaluará la viabilidad técnica y el uso práctico del sistema en entornos reales de aula, así como su accesibilidad para estudiantes sin experiencia previa en programación o análisis del movimiento.

7.3 MÉTODOS DE INVESTIGACIÓN.

A lo largo del desarrollo del proyecto se integran diversos métodos de investigación que permiten abordar el análisis desde una perspectiva estructurada y práctica. En primer lugar, se emplea el método analítico para descomponer el sistema en sus componentes fundamentales, como el software, los algoritmos de estimación angular y los parámetros biomecánicos considerados. A partir de esta base, se recurre al método de modelación, mediante el cual se construye una representación funcional del proceso de medición articular, emulando de forma digital lo que convencionalmente se realiza con un goniómetro. Durante las pruebas implementadas en el entorno académico, se incorpora el método de observación, orientado a identificar posibles limitaciones técnicas o de usabilidad percibidas por los estudiantes. Finalmente, se aplica el método de medición para obtener y comparar los ángulos articulares generados por el sistema a partir de coordenadas espaciales, contrastándolos con rangos de referencia previamente establecidos. Esta combinación metodológica favorece una evaluación integral del sistema desde el diseño hasta su aplicación práctica.

7.4 TÉCNICAS

El proyecto recurre a una combinación de técnicas que permiten sustentar tanto el diseño como la funcionalidad del sistema propuesto. En primer lugar, se emplea la técnica documental, mediante una revisión de literatura especializada en biomecánica articular, rangos de movimiento y metodologías de estimación postural basadas en visión artificial, lo cual proporciona el respaldo teórico necesario. En una fase aplicada, se implementa la técnica de trabajo de campo, realizando pruebas experimentales en aula con estudiantes de la asignatura de Biomecánica, con el objetivo de evaluar el desempeño del sistema en un contexto educativo. Paralelamente, se incorpora la técnica de medición, a través de la cual se obtienen los datos angulares generados a partir de las coordenadas articulares detectadas por el sistema, los cuales son contrastados con valores de referencia. Finalmente, se aplica la técnica de cálculo, centrada en el desarrollo e implementación de algoritmos geométricos para la estimación automática de ángulos articulares dentro del software.

7.5 POBLACIÓN

La población del proyecto está conformada por estudiantes de Ingeniería Biomédica que cursan la asignatura de Biomecánica, en quienes se enfoca el desarrollo y aplicación del sistema educativo de análisis articular.

7.6 MUESTRA

La muestra fue determinada aplicando la fórmula para el cálculo de tamaño muestral en el caso de **población finita**, ya que se conoce el total de estudiantes inscritos en una de las clases de la asignatura de Biomecánica ($N = 30$). Se utilizaron los siguientes parámetros:

- Nivel de confianza: 95 % ($Z = 1.96$)
- Probabilidad de éxito: $p = 0.5$
- Probabilidad de fracaso: $q = 1-p = 0.5$
- Error máximo admisible: $d = 0.06$

La fórmula utilizada fue:

$$n = \frac{N \cdot Z^2 \cdot p \cdot q}{d^2 \cdot (N-1) + Z^2 \cdot p \cdot q}$$

Sustituyendo los valores:

$$n = \frac{30 \cdot 1.96^2 \cdot 0.5 \cdot 0.5}{0.06^2 \cdot (30-1) + 1.96^2 \cdot 0.5 \cdot 0.5} = \frac{28.32}{1.0475} \approx 27.06$$

Por lo tanto, el tamaño de muestra calculado es de **27 estudiantes**.

7.7 MUESTREO

El tipo de muestreo empleado fue no probabilístico por conveniencia, dado que los participantes serán seleccionados en función de su disponibilidad y participación en las sesiones prácticas de aula.

7.8 FUENTES DE INVESTIGACIÓN.

La investigación se apoya en fuentes primarias, secundarias y terciarias, de acuerdo con la naturaleza técnica y aplicada del proyecto.

- **Fuentes primarias:** Comprenden libros enfocados en biomecánica y visión artificial, así como los datos generados directamente durante las pruebas del sistema con estudiantes en aula.
- **Fuentes secundarias:** Incluyen artículos científicos, recursos digitales y documentos que sintetizan o analizan información sobre estimación postural y algoritmos de detección articular.
- **Fuentes terciarias:** Se utilizaron listados bibliográficos y bases de datos organizadas en gestores como Mendeley para ubicar y clasificar las referencias relevantes al proyecto.

8. ÍNDICE TENTATIVO

INTRODUCCIÓN

CAPÍTULO I MARCO TEÓRICO

- 1.1. FUNDAMENTOS DE BIOMECÁNICA Y MOVIMIENTO HUMANO
 - 1.1.1. PLANOS Y EJES ANATÓMICOS
 - 1.1.2. TIPOS DE ARTICULACIONES Y GRADOS DE LIBERTAD
 - 1.1.3. RANGO DE MOVIMIENTO ARTICULAR Y SU EVALUACIÓN
- 1.2. ANATOMÍA FUNCIONAL Y BIOMECÁNICA ARTICULAR
 - 1.2.1. ARTICULACIÓN DEL HOMBRO
 - 1.2.2. ARTICULACIÓN DEL CODO
 - 1.2.3. ARTICULACIÓN DE LA RODILLA
 - 1.2.4. ARTICULACIÓN DEL TOBILLO
 - 1.2.5. ARTICULACIÓN DE LA CADERA
- 1.3. ALTERACIONES BIOMECÁNICAS FUNCIONALES COMUNES
 - 1.3.1. PATRONES COMPENSATORIOS EN MIEMBROS SUPERIORES
 - 1.3.2. PATRONES COMPENSATORIOS EN MIEMBROS INFERIORES
 - 1.3.3. IMPLICANCIAS CLÍNICAS Y PEDAGÓGICAS
- 1.4. APLICACIONES EDUCATIVAS DEL ANÁLISIS BIOMECÁNICO
 - 1.4.1. BIOMECÁNICA COMO CONTENIDO TRANSVERSAL EN INGENIERÍA BIOMÉDICA
 - 1.4.2. ENSEÑANZA ACTIVA Y HERRAMIENTAS INTERACTIVAS
 - 1.4.3. IMPACTO EN LA MOTIVACIÓN Y COMPRENSIÓN DEL ESTUDIANTE
- 1.5. VISIÓN ARTIFICIAL APLICADA AL ANÁLISIS DEL MOVIMIENTO HUMANO
 - 1.5.1. FUNDAMENTOS DE SEGUIMIENTO CORPORAL POR CÁMARA
 - 1.5.2. ALGORITMOS DE ESTIMACIÓN DE POSE: OPENPOSE, BLAZEPOSE, MEDIAPIPE
 - 1.5.3. ESTIMACIÓN DE ÁNGULOS MEDIANTE TRIANGULACIÓN: PRINCIPIOS Y LIMITACIONES
- 1.6. DISEÑO DE SISTEMAS DE CAPTURA DE MOVIMIENTO
 - 1.6.1. MÓDULOS: ADQUISICIÓN, PROCESAMIENTO, VISUALIZACIÓN
 - 1.6.2. IMPLEMENTACIONES EDUCATIVAS DE BAJO COSTO

CAPÍTULO II DIAGNÓSTICO SITUACIONAL

- 2.1. DIAGNÓSTICO SITUACIONAL DEL PROYECTO

CAPÍTULO III INGENIERÍA DEL PROYECTO

- 3.1. PROPUESTA DE INGENIERÍA DE PROYECTO
 - 3.1.1. ALCANCES
 - 3.1.2. LIMITACIONES
 - 3.1.3. DIAGRAMA DE BLOQUES
- 3.2. DISEÑO DE SOFTWARE
- 3.3. DISEÑO DEL HARDWARE
- 3.4. COSTOS

CAPÍTULO III RESULTADOS Y DISCUSIÓN

- 4.1. RESULTADOS
 - 4.1.1. ALCANCES
 - 4.1.2. LIMITACIONES
 - 4.1.3. RESULTADOS

CONCLUSIONES

RECOMENDACIONES

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

APÉNDICES

ANEXOS

9. CRONOGRAMA

Tabla 1. Cronograma para la elaboración del proyecto

ACTIVIDADES	TIEMPO DE DURACIÓN															
	AGOSTO				SEPTIEMBRE				OCTUBRE				NOVIEMBRE			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Revisión de información documental, antecedentes y requisitos técnicos.																
Implementación del módulo de visión artificial (detección de puntos articulares).																
Pruebas y ajuste del algoritmo de detección con movimientos articulares específicos.																
Desarrollo de la interfaz gráfica del sistema																
Comparación con rangos articulares de referencia.																
Diseño del trípode motorizado.																
Integración del Control del trípode con la interfaz.																
Pruebas funcionales con estudiantes en entorno simulado.																
Tabulación y análisis de datos recolectados.																
Presentación de la funcionalidad del proyecto.																
Redacción y elaboración del documento final.																
Revisión y corrección del documento.																
Preparación proyecto para entrega final.																

Fuente: Elaboración propia, 2025.

10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

- Castro, G., & Turiele, M. (2016). *Anatomía y musculación*. Ediciones Tutor.
- Grebler, L. (2011). *What do you want from motion capture?*
- Hall, S. J. (2015). *Biomecánica básica* (6th ed.). McGraw-Hill.
- Kapandji, I. A. (2008). *Fisiología articular. Tomo 1: Miembro superior* (6th ed.). Médica Panamericana.
- Kendall, F. P., McCreary, E. K., & Provance, P. G. (2005). *Muscle Testing and Function with Posture and Pain* (5th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Knudson, D. (2007). *Fundamentals of Biomechanics*. Springer.
- Lafayette, K., Dinh, K., Zito, G., Lin, H., Feil-Seifer, D., & Nguyen, T. (2023). Validation of Angle Estimation Based on Body Tracking Data from RGB-D and RGB Cameras for Biomechanical Assessment. *Sensors*, 23(4), 1–19.
<https://doi.org/10.3390/s23042589>
- Lafayette, T. B. de G., Kunst, V. H. de L., Melo, P. V. de S., Guedes, P. de O., Teixeira, J. M. X. N., Vasconcelos, C. R. de, Teichrieb, V., & da Gama, A. E. F. (2023). Validation of Angle Estimation Based on Body Tracking Data from RGB-D and RGB Cameras for Biomechanical Assessment. *Sensors*, 23(1), 3.
<https://doi.org/10.3390/s23010003>
- Levangie, P. K., & Norkin, C. C. (2005). *Estructura y función articular: Un análisis exhaustivo* (3rd ed.). Médica Panamericana.
- Neumann, D. A. (2017). *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Rehabilitation* (2nd ed.). Elsevier.
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2012). *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético* (3rd ed.). Lippincott Williams & Wilkins.

- Pillapa Llerena, M. A. (2022). *Desarrollo de un prototipo de seguimiento corporal utilizando visión artificial para análisis de marcha*. Universidad Técnica del Norte.
- Salguero Marín, C. (2018). *Sistema de bajos recursos para el análisis biomecánico de ciclistas de ruta* [Universidad de San Buenaventura, Colombia].
<https://repositorio.usb.edu.co/handle/20.500.12424/1685>
- Vargas Guevara, C. L., Guevara Aulestia, D. O., Ciaccia, M. A., & San Antonio, T. (2021). Estimación de la postura corporal en un sistema embebido Raspberry Pi empleando técnicas de visión artificial. *Revista Odigos*, 2(1), 9–17.
<https://doi.org/10.35290/ro.v2n1.2021.380>