



UNIVERSIDAD CATÓLICA
SILVA HENRÍQUEZ

Facultad de Ciencias de la salud

Escuela de Kinesiología

COMPARACIÓN DE 3 SISTEMAS DE SEGUIMIENTO EN 2D PARA EL ANÁLISIS CINEMÁTICO ANGULAR EN EL CICLISMO EN TRIATLETAS DE ALTO RENDIMIENTO

SEMINARIO DE TÍTULO PARA OPTAR AL
GRADO DE LICENCIADO EN
KINESIOLOGIA

ANDRES CRISTIAN REYES SANCHEZ

CAROLINA PATRICIA RIVEROS NORAMBUENA

PROFESOR GUÍA: Claudio Montejo Soler Kinesiólogo,
Magister en Medicina Deportiva,
Doctor en curso en alto rendimiento deportivo

Santiago - Chile 2015

AUTORIZACIÓN PARA LA REPRODUCCIÓN DE LA TESIS

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica que acredita al trabajo y a su autor.

FECHA _____

FIRMA

DIRECCIÓN

TELEFONO - E-MAIL

Comparación de 3 sistemas de seguimiento en 2D para el análisis Cinemático Angular en el ciclismo en triatletas de alto rendimiento

Claudio Montejo Soler Kinesiólogo, Magister en Medicina Deportiva,
Doctor en curso en alto rendimiento deportivo
Profesor Guía

Cristian Rivero Mathey
Profesor Corrector

Fernando Meza
Profesora Corrector

Dedicatoria

Dedicado a nuestras familias las cuales estuvieron presentes en este arduo proceso comprendiéndonos y ayudándonos para lograr este ansiado proyecto.

Carolina Rivero N. y Andrés Reyes S.

Agradecimientos

Quiero agradecer a mi Madre Patricia Norabuena y Mi abuela Sonia Pinto por confiarme ciegamente en mí, por apoyarme, comprenderme y ser un pilar fundamental en todo este arduo proceso, por estar ahí conmigo e incentivarme día a día y sobre todo por entregarme las herramientas necesarias para poder lograrlo con éxito. A mi tía Olga Por apoyarme y darme palabras de aliento en cada decisión y situación durante todo este proceso y a la vez por entregarme las herramientas para poder terminarlo con éxito.

A mi familia en general tanto hermano, tíos, primos por estar ahí entregándome todo el ánimo y buenas vibras para poder finalizar con éxito este arduo y largo proceso.

Darle las gracias a mi compañero Andrés Reyes por confiar en mí y apoyarme en cada decisión tomada y por sacar este proyecto adelante el cual costo pero salió.

Carolina Patricia Rivero Norambuena

Quiero agradecer a toda mi familia, por darme todo su apoyo y confianza a lo largo de este proceso tan importante, ya que han sido un pilar fundamental, ya que siempre han incentivado mi labor en la investigación. A mis amigos, por estar conmigo en cada momento, entregando palabras de aliento en los momentos más difíciles. También agradecer a mi pareja por su comprensión y apoyo incondicional cada día durante este proceso.

Para finalizar me gustaría agradecer a mi compañera de tesis Carolina Rivero por confiar en mí y apoyarme en todas las dificultades que ha presentado este proceso y por estar en cada momento para finalizar este proyecto de tesis, que aunque hubieron momentos difíciles, logramos superarlos.

Andrés Cristian Reyes Sánchez

Para finalizar nos gustaría agradecer a los profesores Claudio Montejo, Cristian Riveros y Fernando meza por su apoyo, ya que sin ellos este proyecto no hubiera funcionado. También agradecer a los participantes ya que su presencia fue fundamental para este estudio.

Carolina Rivero y Andrés Reyes.

Tabla de contenido

Contenido

Dedicatoria.....	I
Agradecimientos.....	II
Índice de tablas.....	III
Índice de Ilustración.....	IV
Resumen.....	V
I. Introducción.....	1
II. Planteamiento del problema	3
III. Pregunta investigativa.....	4
IV. Objetivos.....	4
4.1 Objetivo General:.....	4
4.2 Objetivos específicos:	4
V. Determinación de las variables	4
5.1 Independientes	4
5.2 Dependientes.....	4
5.3 Definición conceptual de las variables.....	5
5.4 Definición operacional de las variables	6
VI. Metodología.....	7
6.1 Diseño de estudio.....	7
6.2 Plan de análisis Estadístico	7
6.3 Población.....	8
6.4 Material	8
6.5 Método	9
VII. Marco teórico	10
7.1 Biomecánica.....	10
7.2 Movimientos básicos	11
7.2.1 Descripción de movimientos.....	11
7.3 Cinemática	12
7.4 Movimiento angular versus movimiento lineal.....	14
7.5 Cinemática angular	15
7.5.1 Ángulo.....	17
7.5.2 Unidades de medida	19
7.5.3 Ángulo absoluto	20
7.5.4 Ángulo relativo	23

7.5.5 Teorema de Pitágoras.....	27
7.5.6 Posición y Desplazamiento angular	28
7.5.7 Velocidad angular	30
7.5.8 Aceleración angular	31
7.6 Cinemática Lineal	32
7.6.1 Posición.....	33
7.6.2 Desplazamiento y Distancia.....	33
7.6.3 Velocidad	33
7.7 Sistema de referencia	34
7.8 Análisis cinemático de movimiento.....	35
7.9 Seguimiento	38
7.10 Principales Programas en el análisis cinemático.....	39
7.11 Kinovea.....	39
7.12 Image J.....	42
7.13 Algoritmo Lucas Kanade	44
7.14 Matriz Hessiana	47
7.15 Ciclismo	47
7.16 Posición Aerodinámica del ciclismo.....	48
7.17 Pedaleo.....	49
VIII. Presentación y discusión de los resultados	50
8.1 Análisis de los datos.....	50
8.2 Resultados.....	53
8.3 Análisis de los resultados.....	54
8.4 Discusión.....	56
IX. Conclusiones.....	59
X. Bibliografía	61

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Análisis de varianza para evaluar el efecto de tres programas para medición de ángulos en un seguimiento cinemático de 3 articulaciones en fase de propulsión del pedaleo de 45° a 180°.	50
Tabla 2. Análisis de varianza para evaluar el efecto de tres programas para medición de ángulos en un seguimiento cinemático de 3 articulaciones en fase de recobro del pedaleo de 225° a 360°.	51

Índice de Ilustraciones

Ilustración 1. Tipo de análisis de movimiento.....	página 11
Ilustración 2. Ejemplo rueda de Bicicleta.....	página 14
Ilustración 3. Ejemplos de movimiento angular.....	páginas 15
Ilustración 4. Componentes de un ángulo.....	página 16
Ilustración 5. Unidades de medida angular	página 18
Ilustración 6. Ejemplo de ángulo absoluto	página 19
Ilustración 7. Orientación en el cuadrante.....	página 21
Ilustración 8. Ángulo del codo.....	página 22
Ilustración 9 Ejemplo de ángulo relativo	página 23
Ilustración 10 Ejemplo Ley de coseno	página 24
Ilustración 11. Hipotenusa y Cateto.....	página 25
Ilustración 12. Teorema de Pitágoras.....	página 25
Ilustración 13. Distancia Angular	página 27
Ilustración 14. Desplazamiento Angular.....	página 27

Resumen

La tecnología ha entregado avances científicos en diferentes áreas. Una de ellas es la informática, la cual a su vez se ha ido relacionando con la biomecánica y el deporte a través de los distintos programas que esta ha creado para realizar estudios en temas tales como el movimiento humano. Sin embargo, la variedad de programas han generado la necesidad de analizar cada uno de estos para comprobar la confiabilidad en los resultados que emiten y así garantizar su utilización con validez científica. Debido a esto, los estudios se han volcado en la búsqueda de la precisión de cada programa, el análisis de las variables entregadas por cada uno de ellos y sus costos.

Actualmente para el análisis cinemático de movimientos existen programas con un alto prestigio, pero sus costos muchas veces los hacen inalcanzables, ya que rondan los \$ 250.000 dólares. Sin embargo existen alternativas gratuitas como es el caso de Image J y Kinovea. Teniendo en cuenta estos antecedentes, se propuso un sistema de seguimiento totalmente gratuito mediante el Algoritmo Lucas Kanade.

El objetivo del estudio radica en contar con una herramienta que cumpla con un alto estándar en la obtención de datos cuantitativos, para que el análisis cinemático del movimiento sea representativo. Debido a esto, se realizó un estudio, donde los programas que se evaluaron fueron Kinovea y Lucas Kanade Affine Template, los cuales se compararon con Image J. La comparación se realizó mediante un estudio de seguimiento en 2D, empleando el gesto funcional del pedaleo en posición aerodinámica del ciclismo. El gesto técnico fue analizado a través de la cinemática angular de tres articulaciones de EEII de un hemicuerpo durante el pedaleo. Estas son las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera las cuales nos entregaron información mediante ángulos, siendo estos datos analizados y comparados para ver cuál es el que más se asemeja al programa Image J. Teniendo en cuenta los resultados, en este estudio no se observaron diferencias significativas entre los tres métodos de seguimiento o tracking ($p < 0.05$), con tendencia a la asociación entre Image J y Lucas Kanade, concluyendo que estos resultados sugieren que para realizar un seguimiento o tracking para la obtención de medias cinemáticas en el ciclismo en triatletas, pueden ser usados los tres métodos analizados.

I. Introducción

La aparición del cine y posteriormente del vídeo abrieron el camino a nuevas metodologías de análisis cinemático (Rodríguez, 2000). La aplicación de técnicas de videografía digital se han convertido en una importante herramienta para el análisis cinemático del movimiento con fines tanto clínicos como deportivos (A.A. Braidot, A. A. Niz y Tommasi, C.N., s.f). De esta manera el análisis cinemático se ha transformado en una herramienta fundamental en medicina de rehabilitación, facilitando el diagnóstico, tratamiento, seguimiento e implementación de métodos de rehabilitación en patologías asociadas con el movimiento (Martinez, Carrillo, F., 2009).

El estudio del movimiento humano puede ser descrito como una ciencia interdisciplinaria que describe, analiza y evalúa el movimiento humano. Esta disciplina despierta un gran interés por su amplio ámbito de aplicación (Pantrigo, Fernández, J.J., s.f). A su vez el análisis cinemático es de gran utilidad para un estudio biomecánico, ya que logra analizar a cabalidad gestos funcionales que pueden ir desde la marcha de un ser humano hasta el lanzamiento de un pitcher de baseball, demostrando una gran versatilidad al momento de realizarla. (Ariel, Finch, & Penny, s.f).

El análisis de movimiento cinemático en 2D, ha ayudado a comprender varios movimientos o gestos funcionales, objetivando y cuantificando los datos cinemáticos angulares y lineales con los ángulos que darán valores numéricos (Ariel & Ph, 2004; Finch, Ariel, Brond, Penny, & Wise, s.f; Pers, Bon, Kovacic, Sibila, & Dezman, 2002).

Como excepción nos encontramos con una gran variedad de programas que cumplen la función de realizar el análisis cinemático del movimiento, los más utilizados son de un costo muy elevado. Es necesario ser preciso cuando se pretende realizar un análisis de movimiento, ya que es importante contar con una herramienta confiable, de bajo costo y efectiva. Existen herramientas gratuitas, sin embargo, estos programas permiten el registro de las curvas cinemáticas, pero el proceso de detección de los marcadores es sumamente lento y engorroso (A. Braidot, L. Cian, A. Cherniz, D. Gallardo y J. Spinetto. 2001). Generando una relación operador dependiente y produciendo una mayor distancia con la automatización en los procesos.

Actualmente varios estudios se han basado en el estudio cinemático y han mostrado su utilidad en el análisis de movimiento (Cusack et al., 2015; Frutos, 2014; Gomez, Kai, & Barton, 2014; Padulo et al., 2015; Schmitz, Ye, Shapiro, Yang, & Noehren, 2014; Wang et al., 2014).

En conclusión en este estudio se obtendrán los datos mediante los programas Kinovea, Algoritmo Lucas Kanade e Image J, que son 3 sistemas de seguimiento para el análisis del pedaleo, ocupando este último para comparar los otros dos programas, y verificando cuales datos se asemeja en el gesto funcional del pedaleo. (Inglis & Mejía Ramos, 2005; Quintanilla, Izquierdo Aymerich, & Series Quintanilla, 2006).

II. Planteamiento del problema

Hoy en día existe una variedad de empresas que han desarrollado y puesto en el mercado sistemas que utilizan la técnica de la videografía digital, pero sus costos muchas veces los hacen inalcanzables, ya que rondan los \$ 250.000 dólares. (A. Braidot, L. Cian, A. Cherniz, D. Gallardo y J. Spinetto. 2001).

Actualmente existen programas que son totalmente gratuitos como es el caso de Image J. Este es un programa de dominio público y de código abierto desarrollado en lenguaje Java en las instituciones del National Institutes of Health de Estados Unidos (Image J, 2003). El seguimiento ocupado por Image J es bi-dimensional, no es invasivo y realiza un análisis digital, que permite cuantificar y por ende objetivar la información de entrada del movimiento (Passoni, Pires, & Cooper, 2014). Otro método gratuito para el análisis cinemático del movimiento es el software Kinovea, este un “programa de edición de videos diseñado para analizar las imágenes y estudiar videos deportivos con el fin de encontrar fallas”. Deportivamente se puede utilizar para analizar cualquier deporte como fútbol, gimnasia rítmica, bailes de salón, entre otros. Es decir, toda situación en la que esté presente la coordinación, el ritmo y el movimiento puede ser objeto de análisis y mejora” (Tutorial de Kinovea. s.f). Estos programas son de código abierto, permiten el registro de las curvas cinemáticas, pero el proceso de detección de los marcadores es sumamente lento y engorroso (A. Braidot, L. Cian, A. Cherniz, D. Gallardo y J. Spinetto. 2001). Mediante el estudio de Juan José Pantrigo Fernández (s.f) se dice que estos métodos de digitalización manual son comúnmente usados, sin embargo estos no permiten la independencia del operador aumentando el tiempo de trabajo de hasta 2 minutos en cada fotograma. Por lo anteriormente explicado es que la problemática radica en contar con una herramienta gratuita que cumpla con un alto estándar en la obtención de datos cuantitativos.

Ante esta situación se propone un sistema alternativo de seguimiento gratuito mediante el Algoritmo Lucas Kanade, este “se basa en poder seguir automáticamente objetos mediante la secuencia de imágenes” (Schreiber, 2007). El algoritmo de Lucas-Kanade es un algoritmo temprano, y bien conocido, que se aprovecha de las limitaciones estructurales de objetos mediante la realización de seguimiento basado en la plantilla. Este algoritmo sufrió modificaciones, mejorando cada vez más, ya que el proceso de seguimiento se veía afectado por muchos factores, como la deformación del objeto en cual se realizaba el seguimiento, el entorno, iluminación, oclusión parcial o total del objetivo. (Schreiber, 2007).

III. Pregunta investigativa

¿Existen diferencias en la obtención de los ángulos de la extremidad inferior en el pedaleo, obtenidos a través de los programas Kinovea y Lucas Kanade respecto a Image J?

IV. Objetivos

4.1 Objetivo General:

Analizar el comportamiento de los ángulos de la extremidad inferior en el pedaleo obtenidos a través de los programas Kinovea y Lucas Kanade respecto a Image J.

4.2 Objetivos específicos:

- Obtener ángulos de una extremidad inferior en el pedaleo con cada sistema de seguimiento, Image J, Kinovea y Lucas Kanade
- Comparar ángulos de la extremidad inferior en el pedaleo, obtenidos de los programas Kinovea y Lucas Kanade con programa Image J

V. Determinación de las variables

5.1 Independientes

- Pedaleo en posición aerodinámica en bicicleta de triatlón

5.2 Dependientes

- Ángulos de cadera, rodilla y tobillo
- Sistema de seguimiento con programas Image J, Kinovea y algoritmo Lucas Kanade.

5.3 Definición conceptual de las variables

- Pedaleo en posición aerodinámica: El pedaleo en un movimiento angular constante, que permite la detección de ángulos sin mayor interferencia de componentes externos. La posición aerodinámica consiste en una flexión de tronco aumentada, apoyar los codos en las almohadillas del manillar, para poder tomar el manubrio, adoptar una proyección medial de las rodillas y adelantar el sillín.
- Cinemática angular: Corresponde al análisis del movimiento de un cuerpo alrededor de un ángulo fijo, este tipo de movimiento no toma en cuenta las causas que la producen. La comprensión de movimiento angular es fundamental para comprender cómo se mueve un objeto, segmento u otro.

- Sistema de seguimiento con Image J, Kinovea y algoritmo Lucas Kanade.

Lucas Kanade: El seguimiento mediante el algoritmo Lucas Kanade, se basa en el objetivo de poder seguir automáticamente y seguir objetos mediante objetivos en la secuencia de imágenes. Hay diversos tipos de algoritmo Lucas Kanade, resaltando LK Optical Flow, LK Piramidal y LK Affine Template.

Image J: Es un programa de dominio público y código abierto, desarrollado en Java, en las instituciones del grupo National Institutes of Health en Estados Unidos. Image J proporciona una gran cantidad de herramientas de edición, procesando y analizando imágenes de 8 a 32-bit, en formatos jpg, bmp, png, gif, entre otros.

Kinovea: es un programa de análisis de videos e imágenes, dedicado al diagnóstico de fallas y el mejoramiento de entrenamientos deportivos, ergonomía, marcha, etc. Es un programa lanzado bajo la licencia GPL que ofrece la posibilidad de analizar vídeos deportivos, diseñado especialmente para entrenadores, atletas y médicos dedicados al deporte, su objetivo es presentar a los deportistas una herramienta que les permita analizar a fondo sus movimientos y técnicas, para poder corregirlos y mejorarlos. Este programa está determinado para sistemas operativos de Microsoft Windows en especial XP, vista y 7, memoria RAM como mínima de 256 MB, resolución de la pantalla de 1024x600 pixeles

5.4 Definición operacional de las variables

La medición de las variables dependientes e independientes será efectuada mediante el procesamiento de datos a través del programa biomecánico Kinovea, Image J y algoritmo Lucas Kanade Affine Template. Estos programas procesan la información, y se basan principalmente en la trigonometría y cinemática angular para realizar este procesamiento. Los 3 programas entregan información, que es comparada, para ver si hay similitudes o diferencias que sean significativas, las cuales nos indicaran la precisión y confiabilidad de estos programas, tomando como referencia a Image J, por ser uno de los programas más utilizado en el seguimiento.

VI. Metodología

6.1 Diseño de estudio

La característica de este estudio por esencia es descriptivo, pero al declarar que se busca comparar, se clasifica como Analítico- Observacional de corte transversal.

Este es un estudio analítico observacional debido a que el objetivo de esta investigación fue la observación y registro de lo acontecido, en donde no hubo intervención en el curso natural de estos. La medición se realizó de forma única lo cual quiere decir que no existe seguimiento del evento de interés, por ende se realizó a través de un corte transversal. También es un estudio cuantitativo debido a que las variables se deben analizar, cuantificar y medir mediante la estadística.

El estudio es no probabilístico ya que la muestra al estar definida solo afecta al grupo control, de esta manera se delimita la muestra y es un estudio exploratorio ya que el fenómeno a estudiar es poco conocido y a través de estudio se busca reunir información para dar respuesta a una interrogante.

6.2 Plan de análisis Estadístico

Los datos fueron evaluados con un enfoque descriptivo considerando las medias de las variables utilizando un análisis de varianza ANOVA, con una confianza de 95% y con un error del 5%, la comparación de las medias obtenidas para los ángulos fue mediante el test de Turkey a un nivel de confianza del 95%. Dejando la diferencia con un valor $p < 0.05$.

6.3 Población

Para este estudio se presentaron 10 triatleta (9 hombres y 1 mujer), con promedios de 31 años de edad, 1,73 m de altura, 71 kg de peso, índice de masa corporal de 24, potencia 238 watts de pedaleo, tiempo de entrenamiento 7 horas, distancia de entrenamiento 244 km, los cuales cumplen con los criterios de tener 5 años de experiencia mínima, realizar carreras tipos Ironman.

6.4 Material

Los triatletas se presentaron según protocolo con: bicicleta, ropa deportiva de color negro. Se asignaron marcadores reflectantes sobre cada prominencia ósea de cada articulación de un hemicuerpo. Para analizar el gesto del pedaleo se ocupó el laboratorio de Biomecánica de UCSH.

La cámara que se utilizó para grabar el gesto fundacional fue una GoPro Hero3 Silver, de pantalla LCD, resolución 11 MP Full HD y Video de 120 cuadros por segundo. La grabación obtenida a través de la cámara GoPro fue transferida a un computador por medio de un cable USB en donde fue procesada.

Los programas utilizados para procesar los datos fueron Image J, Kinovea y Matlab el cual procesa los datos provenientes del Algoritmo Lucas Kanade. La información obtenida fue comparada para ver cuál es el que se asemeja en sus resultados ha Image J, utilizando los datos obtenidos durante 3 ciclos del pedaleo, obteniendo ángulos de tobillo, rodilla y cadera.

6.5 Método

Para realizar este estudio se utilizaron 10 triatletas, con el fin de obtener el gesto funcional del pedaleo en posición aerodinámica durante 3 ciclos.

Como primer paso se adaptó la bicicleta a un rodillo estacionario con todos sus implementos, cabe destacar que cada sujeto asistió con su bicicleta, por ende esta ya se encontraba personalizada para las características de cada deportista a evaluar. Luego de instalar y ajustar los implementos de la bicicleta, se situó la cámara GoPro sobre un trípode a una altura de 60 cm y a una distancia de 130 cm de la bicicleta apuntando y grabando directamente al centroide de ésta puesto que es necesario que esta logre captar todos los segmentos necesarios para el seguimiento como el pedal de la bicicleta, el cigüeñal, tobillo, rodilla, cadera, hombro, etc. La cámara GoPro se configuró en 60 FPS y 720 HD.

Luego de tener posicionada tanto la cámara como la bicicleta, se agregó la iluminación mediante un foco, el cual fue puesto al lado de la cámara para iluminar la zona que se busca grabar. Para esto se sincronizaron y ajustaron las herramientas previo a la evaluación.

A cada sujeto se le colocaron 8 marcadores reflectivos localizados en lugares específicos de cada articulación en un hemicuerpo de la extremidad inferior y superior del deportista. La articulación marcada específicamente fue la del tobillo en donde el referente anatómico fue el maléolo lateral, rodilla en donde el referente anatómico fue el epicóndilo lateral del fémur, cadera en donde el referente anatómico fue el trocánter mayor, muñeca en donde el referente anatómico fue el punto medio de la articulación radio cubital distal, codo en donde el referente anatómico fue el epicóndilo lateral del humero y hombro en donde el referente anatómico fue el acromion así como también la punta de la zapatilla, el pedal y el centro del plato de la bicicleta, luego para obtener el gesto funcional del pedaleo se dieron las instrucciones correspondientes al sujeto de evaluación.

Las grabaciones fueron procesadas en el laboratorio, donde fueron transferidas desde la cámara GoPro a la computadora usando un cable USB. Los programas utilizados fueron Image J, Kinovea y Algoritmo Lucas Kanade, este último mediante el programa Matlab.

VII. Marco teórico

7.1 Biomecánica

En los años 1960 y 1970, la biomecánica fue desarrollada como un área de estudio en los programas de pregrado y postgrado a través de América del Norte. El contenido de la biomecánica fue extraído de la mecánica, un área de la física que consiste en el estudio del movimiento y el efecto de las fuerzas sobre un objeto. Mecánica es utilizado por los ingenieros para diseñar y construir estructuras y máquinas, ya que proporciona las herramientas para el análisis de la resistencia de las estructuras y formas de predecir y medir el movimiento de una máquina. Fue una transición natural para tomar las herramientas de la mecánica y aplicarlos a los organismos vivos. Biomecánica fue definida por la Sociedad Americana de Biomecánica como la aplicación de las leyes de la mecánica para animar el movimiento. Otra definición propuesta por la Sociedad Europea de Biomecánica es el estudio de las fuerzas que actúan sobre y ha generado dentro de un cuerpo y los efectos de estas fuerzas en los tejidos, de líquidos o materiales utilizados para los propósitos de diagnóstico, tratamiento, o de investigación (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p. 4 - 5).

Un análisis biomecánico evalúa el movimiento de un organismo vivo y el efecto de fuerzas en el organismo vivo. El enfoque biomecánico al análisis del movimiento puede ser cualitativa, con el movimiento observado y descrito, o cuantitativa, lo que significa que se medirá algún aspecto del movimiento. las características de movimiento de un ser humano o un objeto se describen usando parámetros tales como la velocidad y dirección; cómo se crea el movimiento a través de la aplicación de fuerzas, tanto dentro como fuera del cuerpo; y las posiciones corporales óptimas y acciones para, movimiento eficaz eficiente. Por ejemplo, para evaluar biomecánicamente el movimiento de levantarse de una silla, se intenta medir e identificar las fuerzas conjuntas que actúan en la cadera, la rodilla y el tobillo, junto con la fuerza entre el pie y el suelo, todos los cuales actúan conjuntamente para producir el movimiento hacia arriba de la silla (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.5).

La anatomía funcional es el estudio de los componentes del cuerpo necesarios para alcanzar o realizar un movimiento o función humana. El conocimiento de la anatomía funcional es útil en una variedad de situaciones, por ejemplo, para establecer un programa de entrenamiento de ejercicio o el peso y para evaluar el potencial de lesiones en un movimiento o el deporte o la hora de establecer las técnicas de capacitación y

simulacros para los atletas. La consideración principal de la anatomía funcional no es la ubicación del músculo, pero si el movimiento que es producido por el músculo o grupo muscular (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.5).

7.2 Movimientos básicos

7.2.1 Descripción de movimientos

Seis movimientos básicos se producen en diversas combinaciones en las articulaciones del cuerpo. Los dos primeros movimientos, flexión y extensión, son movimientos que se encuentran en casi todas las articulaciones móviles en el cuerpo, incluyendo el dedo del pie, tobillo, rodilla, cadera, tronco, hombro, codo, muñeca y dedo. La flexión es un movimiento de flexión en la que el ángulo relativo de la articulación entre dos segmentos adyacentes disminuye. La extensión es un movimiento de enderezamiento en la que el ángulo relativo de la articulación entre dos segmentos adyacentes aumenta (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.12).

Abducción y aducción es otro par de movimientos que no se comunican comúnmente como la flexión y extensión, se producen sólo en las articulaciones particulares, como la metatarso falángica (pie), cadera, hombro, muñeca y articulaciones (mano) metacarpo falángicas. Abducción es un movimiento lejos de la línea media del cuerpo o el segmento. El aumento de un brazo o una pierna hacia un lado o la difusión de los dedos o de los pies es un ejemplo de abducción. (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.12)

Aducción es el movimiento de retorno del segmento de vuelta hacia la línea media del cuerpo o segmento. Llevar los brazos de nuevo al tronco, juntar las piernas, y cerrando los dedos de los pies o los dedos de las manos son ejemplos de aducción (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.12).

Estos movimientos de lado a lado se utilizan comúnmente para mantener el equilibrio y la estabilidad durante el desempeño de ambas habilidades superior e inferior de las extremidades del deporte. El control o prevención abducción y aducción movimientos del muslo es especialmente crucial para el mantenimiento de la estabilidad de la pelvis y las extremidades al caminar y correr (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.13).

Los últimos dos movimientos básicos implican rotaciones. Una rotación puede ser o bien medial (también conocido como interno) o lateral (también conocido como externo). Las rotaciones son designadas como derecha e izquierda de la cabeza y el tronco. Cuando en la posición de partida fundamental, medial o rotación interna se refiere al movimiento de un segmento sobre un eje vertical que atraviesa el segmento de modo que la superficie

anterior del segmento se mueve hacia la línea media del cuerpo, mientras que la superficie posterior se aleja de la línea media. La rotación lateral o externo es el movimiento opuesto en el que la superficie anterior se aleja de la línea media y la superficie posterior del segmento se mueve hacia la línea media. Debido a que la línea media se ejecuta a través de los segmentos troncales y de la cabeza, las rotaciones en estos segmentos se describen como la izquierda o hacia la derecha desde la perspectiva del ejecutante. Las rotaciones se producen en las articulaciones de las vértebras, los hombros, la cadera y la rodilla. Movimientos de rotación son importantes en la fase de poder de las habilidades deportivas que involucran el tronco, el brazo o el muslo (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.13 - 14).

7.3 Cinemática

La cinemática ocupa las características del movimiento desde una perspectiva espacial y temporal sin hacer referencia a las fuerzas que causan el movimiento. La descripción del movimiento implica la posición, velocidad y aceleración de un cuerpo sin consideración de las fuerzas que causan el movimiento (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p. 302).

Un análisis cinemático consiste en la descripción de movimiento para determinar qué tan rápido se mueve un objeto, qué tan alto va, o qué tan lejos se viaja. Por lo tanto, la posición, velocidad y aceleración son los componentes de interés en un análisis cinemático. Ejemplos de análisis cinemático angular son una observación de la secuencia de movimiento de la articulación para una pista de servir o un examen de las velocidades y aceleraciones segmentales en un salto vertical (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.7).

Un análisis cinemático del movimiento puede ser cualitativo o cuantitativo. Un análisis cinemático cualitativo es una descripción no numérica de un movimiento basado en una observación directa. La descripción puede ir desde una simple dicotomía de performance a una sofisticada identificación de las acciones conjuntas. La clave es que es no numérico y subjetivo. Los ejemplos incluyen la observación de un entrenador de rendimiento de un atleta para corregir un defecto en la habilidad, la observación visual de un médico de la marcha después de la aplicación de una prótesis, y la calificación de un profesor de actuaciones en una prueba de habilidad. En la biomecánica, el énfasis principal está en un análisis cuantitativo. La palabra cuantitativa implica un resultado numérico. En un análisis cuantitativo, el movimiento se analiza numéricamente basado en las mediciones de los datos recogidos durante la ejecución del movimiento. Los

movimientos pueden ser descritos a continuación con más precisión y también se pueden comparar matemáticamente con las actuaciones anteriores o posteriores (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p. 302).

La cinemática se puede aplicar en la estática para corroborar si existe equilibrio a través de la ausencia de aceleración. La dinámica examina los sistemas que están siendo acelerados. Dinámica utiliza un enfoque cinemático o cinética o ambos para analizar el movimiento. Un análisis de la dinámica de una actividad como correr puede incorporar un análisis cinemático en el que se describen el movimiento lineal del total del cuerpo y el movimiento angular de los segmentos. El análisis cinemático puede estar relacionada con un análisis cinético que describe fuerzas aplicadas al suelo y a través de las articulaciones como por ejemplo cuando la persona corre (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.9).

El estudio del movimiento del cuerpo humano se basa en el seguimiento de algunas variables dinámicas (Martínez et al., 2009). Este análisis ha sido ampliamente utilizado en diferentes áreas de estudio del movimiento humano para evaluar el rendimiento de los atletas en los deportes. (Lima et al., 2008). La estimación del movimiento humano desde una perspectiva cinemática es adecuada para la mayor parte de las aplicaciones clínicas (Martínez et al., 2009).

El análisis cinemático describe el desplazamiento del paciente en términos de los componentes del sistema y sus relaciones fundamentales, analizando por ejemplo la variación angular de cada una de las articulaciones que intervienen en la marcha, la longitud del paso y la velocidad de cada uno de los segmentos de los miembros inferiores (Martínez et al., 2009). El movimiento puede ser analizado mediante la evaluación de las contribuciones anatómicas al movimiento (anatomía funcional), que describe las características de movimiento (cinemática) (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.5). (Véase Ilustración 1.)

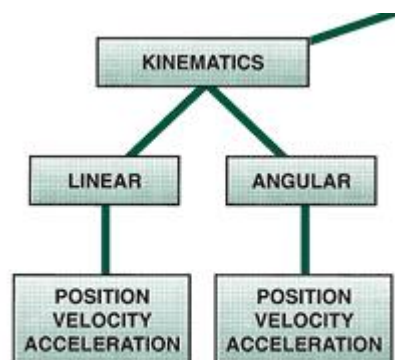


Ilustración 1. Tipo de análisis del movimiento (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.5).

7.4 Movimiento angular versus movimiento lineal

Movimiento es un cambio en el lugar, la posición o postura que ocurren en el tiempo y en relación con algún punto en el medio ambiente. Dos tipos de movimiento están presentes en un movimiento humano o un objeto propulsado por un humano. En primer lugar es un movimiento lineal, la traducción a menudo se denomina o movimiento de traslación. El movimiento lineal es el movimiento a lo largo de una vía recta o curva en la que todos los puntos de un cuerpo o un objeto se mueven a la misma distancia en la misma cantidad de tiempo. Ejemplos de ello son el camino de un velocista, la trayectoria de una pelota de béisbol, el movimiento de la barra en un press de banca, y el movimiento de los pies durante una patada de despeje de fútbol. El enfoque en estas actividades está en la dirección, la ruta y la velocidad del movimiento del cuerpo u objeto (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.5 - 6).

El centro de masa del cuerpo, de un segmento, o de un objeto es generalmente el punto monitoreado en un análisis lineal. El centro de masa del cuerpo, de un segmento, o de un objeto es generalmente el punto monitoreado en un análisis lineal. El centro de masa es el punto en el que aparece la masa del objeto a concentrarse, y representa el punto en el que el efecto total de la gravedad actúa sobre el objeto. Sin embargo, cualquier punto puede ser seleccionado y evaluado para movimiento lineal. En el análisis de habilidad, por ejemplo, a menudo es útil para controlar el movimiento de la parte superior de la cabeza para obtener una indicación de ciertos movimientos del tronco. (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.6). El segundo tipo de movimiento es el movimiento angular, que es el movimiento alrededor de un cierto punto de manera que diferentes regiones del mismo segmento del cuerpo u objeto no se mueven a través de la misma distancia en una cantidad dada de tiempo. Un ejemplo es la oscilación alrededor de una barra alta representa el movimiento angular porque todo el cuerpo gira alrededor del punto de contacto con la barra. Para hacer una vuelta completa alrededor de la barra, los pies viajan a través de una distancia mucho mayor que los brazos, ya que son más lejos del punto de giro. Es típico en la biomecánica para examinar las características de movimiento lineal de una actividad y luego seguir con una mirada más atenta a los movimientos angulares que crean y contribuyen al movimiento lineal. (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.6).

Todos los movimientos lineales del cuerpo humano y los objetos propulsados por los seres humanos se producen como consecuencia de las contribuciones angulares. Es importante identificar los movimientos angulares y su secuencia que componen una habilidad o movimiento humano debido a que los movimientos angulares determinan el éxito o el fracaso del movimiento lineal. Los movimientos angulares se producen sobre una línea imaginaria llamada el eje de rotación. El movimiento angular de un segmento, tal como el brazo, se produce alrededor de un eje que corre a través de la articulación. Por ejemplo, la reducción del cuerpo en una sentadilla profunda implica movimiento angular del muslo de la articulación de la cadera, el movimiento angular de la pierna sobre la articulación de la rodilla, y el movimiento angular del pie sobre la articulación del tobillo. Movimiento angular también puede ocurrir alrededor de un eje a través del centro de masa. Ejemplos de este tipo de movimiento angular son una voltereta en el aire y giro vertical de una figura de patinador. Por último, el movimiento angular puede ocurrir alrededor de un eje externo fijo. Por ejemplo, el cuerpo sigue un trazado de movimiento angular al hacer pivotar alrededor de una barra alta, con la barra alta que actúa como el eje de rotación. (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.6).

7.5 Cinemática angular

Movimiento angular se produce cuando todas las partes de un cuerpo se mueven a través del mismo ángulo, pero no se someten al mismo desplazamiento lineal. El subconjunto de la cinemática que se ocupa de movimiento angular es la cinemática angular, que describe el movimiento angular sin tener en cuenta las causas que lo producen. Considere como ejemplo la una rueda de bicicleta, escoja cualquier punto cerca del centro de la rueda y cualquier punto cerca del borde de la rueda. El punto cerca del borde viaja más lejos que el punto cerca del centro como la rueda gira. El movimiento de la rueda es el movimiento angular. Movimiento angular se produce alrededor de un eje de rotación que es una línea perpendicular al plano en el que se produce la rotación. Por ejemplo, la rueda de bicicleta gira alrededor de su eje que es su eje de rotación. El eje es perpendicular al plano de rotación descrito por la llanta de la rueda (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.338). Como ejemplo se podría decir que una Rueda de la bicicleta tiene movimiento de rotación. Los puntos A, B, y C se someten a la misma cantidad de rotación, pero diferentes desplazamientos lineales, con C sometidos al mayor desplazamiento lineal (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.338). (Véase Ilustración 2).

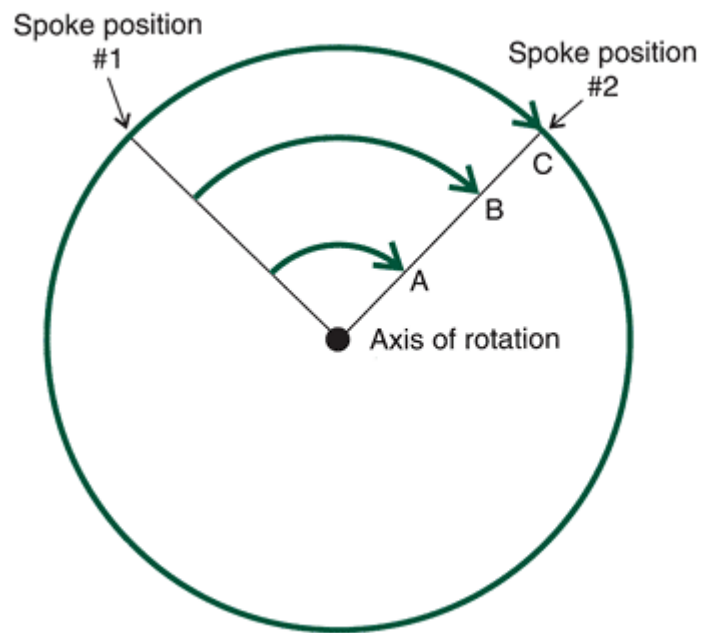


Ilustración 2. Ejemplo de rueda de bicicleta (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.338).

La comprensión de movimiento angular es fundamental para comprender cómo se mueve un objeto, segmento u otro. Casi todo el movimiento humano implica la rotación de los segmentos corporales. Los segmentos giran alrededor de los centros conjuntos que forman sus ejes de rotación. Cuando un individuo se mueve, los segmentos generalmente se someten a la rotación. Combinaciones secuenciales de movimiento angular de múltiples segmentos pueden dar lugar a un movimiento lineal del punto final del segmento se ve en lanzamiento y muchos otros movimientos en los que las velocidades de punto final son importantes (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.338). El movimiento angular del cuerpo, un objeto, o segmento puede tener lugar alrededor de un eje que discurre a través de una articulación (A), a través del centro de gravedad (B), o alrededor de un eje externo (C) (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.7). (Véase Ilustración 3).

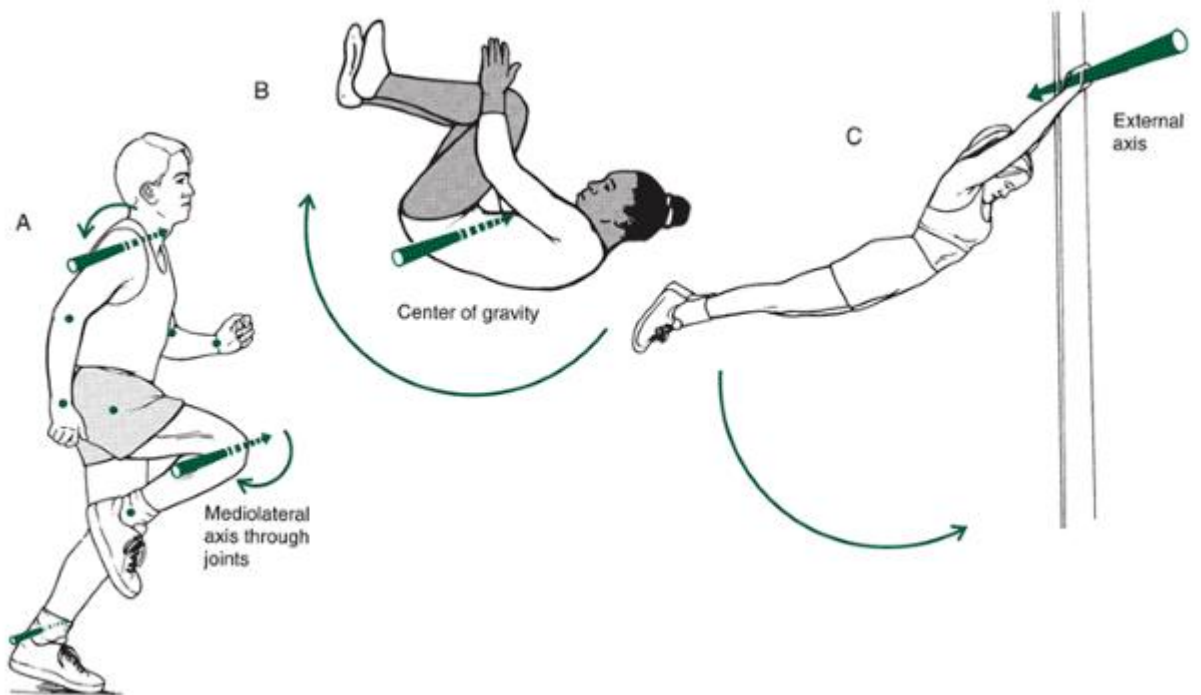


Ilustración 3. Ejemplos de movimiento angular (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.7).

7.5.1 Ángulo

Un ángulo se compone de dos líneas, dos planos, o una combinación que se cruzan en un punto llamado el vértice. En un análisis biomecánico, las líneas de intersección son generalmente segmentos corporales. Los ángulos se pueden determinar a partir de los puntos de coordenadas. Coordinar los puntos que describen los centros conjuntos determina los lados y el vértice del ángulo. Por ejemplo, un ángulo en la rodilla puede construirse utilizando los segmentos del muslo y de la pierna. Los puntos de coordenadas que describen los centros conjuntos de tobillo y rodilla definen el segmento de la pierna; los puntos de coordenadas que describen los centros articulares de cadera y rodilla definen el segmento de muslo. El vértice del ángulo es el centro de articulación de la rodilla (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.338-339). Tenga en cuenta que las líneas son generalmente segmentos y el vértice del ángulo es el centro de la articulación (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.339). (Véase Ilustración 4).

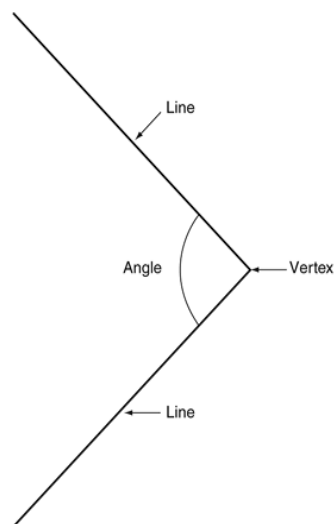


Ilustración 4. Componentes de un ángulo (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.339).

La definición de un segmento se realiza colocando los marcadores sobre el centro de la articulación es una suposición incorrecta desde el punto de vista técnico ya que el centro común en el vértice del ángulo no cambia en todo el movimiento. Debido a las asimetrías en la forma de las superficies de articulación más articulaciones, uno o ambos huesos que constituyen la articulación pueden desplazar uno respecto al otro constituyen la articulación puede desplazar uno con el otro. Por ejemplo, aunque la rodilla es a menudo considerada como una articulación, no lo es. En la articulación de la rodilla, los cóndilos medial y lateral del fémur son asimétricos. Por lo tanto, como la rodilla se dobla y se extiende, la tibia rota a lo largo de su eje y gira alrededor de un eje que pasa por la rodilla de adelante hacia atrás. La ubicación del centro de la articulación, por lo tanto, cambia a lo largo de cualquier movimiento de la rodilla. El centro de rotación de la articulación en un instante en el tiempo se llama el centro mixto instantáneo. Es difícil de localizar este eje en movimiento de rotación sin técnicas especiales, tales como mediciones de rayos x. Estas medidas no son prácticas en la mayoría de las situaciones; por lo tanto, se debe hacer en el supuesto de un centro conjunto instantánea estática (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.339).

7.5.2 Unidades de medida

En el movimiento angular, tres unidades se utilizan para medir ángulos. Es importante usar las unidades correctas para comunicar los resultados de este trabajo con claridad y de comparar los valores de un estudio a otro. También es esencial utilizar las unidades correctas porque las mediciones de ángulo pueden ser utilizados en los cálculos posteriores. La primera y la más utilizada es el grado. Un círculo, que describe una rotación completa, transcribe un arco de 360° , Un ángulo de 90° tiene lados que son perpendiculares entre sí. Una línea recta tiene un ángulo de 180° (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.339).

La segunda unidad de medida describe el número de rotaciones o revoluciones alrededor de un círculo, Una revolución es una única rotación de 360° , Véase imagen 5. Esta unidad de medida es útil en descripciones cualitativas de los movimientos en el patinaje artístico, gimnasia, y el buceo, pero no es útil en un análisis cuantitativo. (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.339). Aunque el grado es más comúnmente entendido y la revolución se usa con frecuencia, la unidad más apropiada para la medición angular en la biomecánica es el radián. (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.339). Un radián se define como la medida de un ángulo en el centro de un círculo descrito por un arco igual a la longitud del radio del círculo. (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.340) (Véase Ilustración 5).

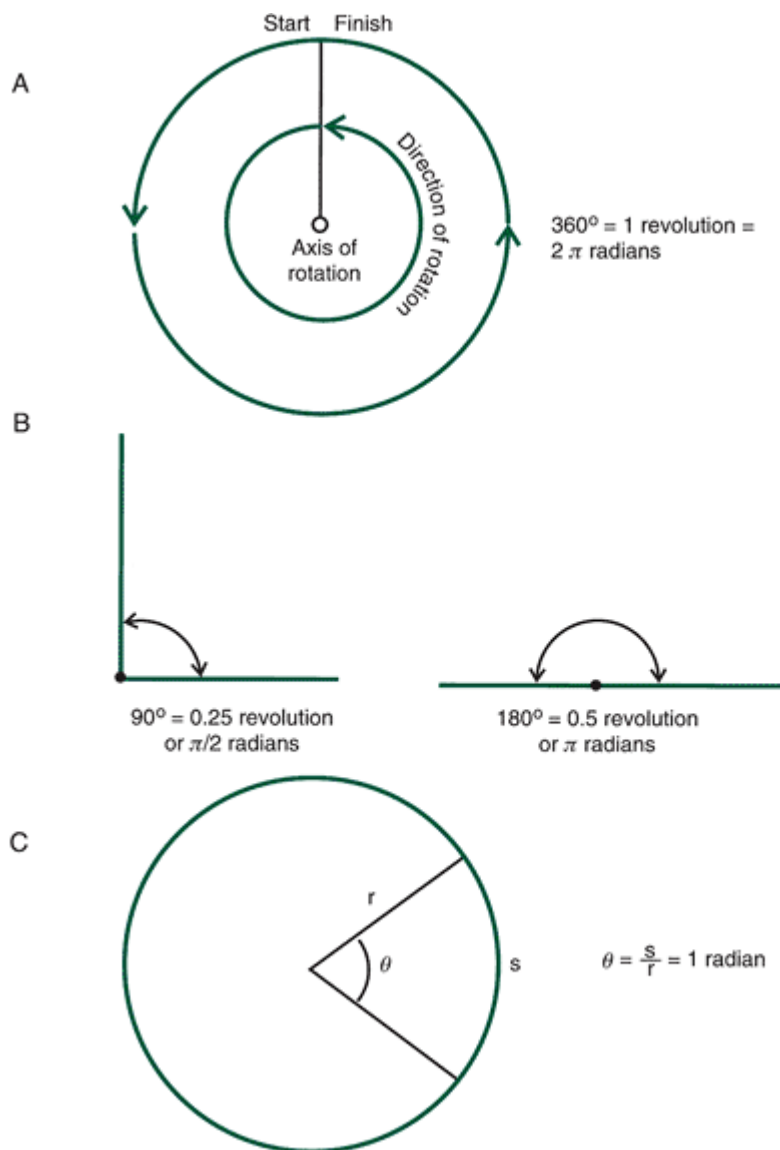


Ilustración 5. Unidades de medida angular. A Revolución. B. Perpendicular y líneas rectas. C. Radian. (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.339).

Un radián se define como la medida de un ángulo en el centro de un círculo descrito por un arco igual a la longitud del radio del círculo (Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.340). Así:

$$\theta = s/r = 1 \text{ radian}$$

7.5.3 Ángulo absoluto

En la biomecánica, dos tipos de ángulos se calculan generalmente. El primero es el ángulo absoluto, que es el ángulo de inclinación de un segmento del cuerpo con relación a alguna referencia fijo en el medio ambiente, este tipo de ángulo describe la orientación de un segmento en el espacio. Dos convenciones primarias se utilizan para el cálculo de

ángulos absolutos. Uno consiste en colocar un sistema de coordenadas en el punto extremo proximal del segmento. El ángulo se mide entonces en sentido anti horario desde la horizontal a la derecha. La convención más frecuentemente utilizado para el cálculo de ángulos absolutos, sin embargo, coloca un sistema de coordenadas en el punto final del segmento distal. El ángulo usando esta convención también se mide en sentido contrario a la horizontal derecha. Los ángulos absolutos calculados usando estas dos convenciones están relacionados y dan información comparable. (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.340). Un ejemplo de este tipo de ángulo podría ser el que se forma entre el muslo y la pierna, estos se definen en un sistema de coordenadas (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.340). (Véase Ilustración 6)

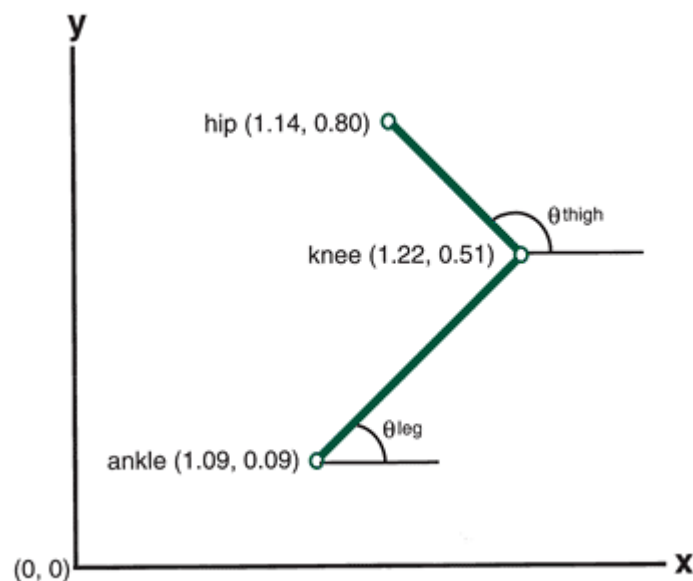


Ilustración 6. Ejemplo de ángulo absoluto (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.340).

Continuando con el ejemplo del muslo y la pierna, la fórmula para calcular el ángulo absoluto se ve así:

$$\begin{aligned}
 \tan \theta_{leg} &= y_{distal} - y_{proximal} / x_{distal} - x_{proximal} \\
 &= y_{knee} - y_{ankle} / x_{knee} - x_{ankle} \\
 &= 0.51 - 0.09 / 1.22 - 1.09 \\
 &= 0.42 / 0.13 \\
 &= 3.23
 \end{aligned}$$

A continuación, el ángulo cuya tangente es 3.23 se determina de nuevo. Esto se llama búsqueda de la tangente inversa y se escribe así:

$$\begin{aligned}
 \theta_{leg} &= \tan^{-1} 3.23 \\
 &= 72.8^\circ
 \end{aligned}$$

El ángulo absoluto de la pierna, por lo tanto, es $72,8^\circ$ desde la horizontal a la derecha. Esta orientación indica que la pierna se coloca de modo que la rodilla está más lejos de la (y) eje vertical del sistema de coordenadas que el tobillo. Es decir, la articulación de la rodilla está a la derecha de la articulación del tobillo (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p 341).

Del mismo modo, para calcular el ángulo del muslo, los valores de coordenadas son sustituidos:

$$\begin{aligned}\tan \theta_{\text{thigh}} &= y_{\text{hip}} - y_{\text{knee}} / x_{\text{hip}} - x_{\text{knee}} \\ &= 0.80 - 0.51 / 1.14 - 1.22 \\ &= 0.29 / -0.08 \\ &= -3.625\end{aligned}$$

Luego una vez más:

$$\begin{aligned}\theta_{\text{thigh}} &= \tan^{-1} -3.625 \\ &= -74.58^\circ\end{aligned}$$

Este ángulo es las agujas del reloj desde la horizontal izquierda porque nos hemos movido en el segundo cuadrante con el valor x negativo. Para convertir el ángulo por lo que es relativo a la derecha horizontal y en sentido contrario, debe ser añadido a 180° , lo que resulta en un ángulo absoluto de $105,4^\circ$ respecto a la horizontal derecha (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p 341). Para calcular ángulos absolutos respecto a la horizontal derecha requiere ajustes cuando la orientación es tal que las diferencias entre los puntos extremos proximal y distal indican que el segmento no está en el primer cuadrante (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p 341). (Véase Ilustración 7).

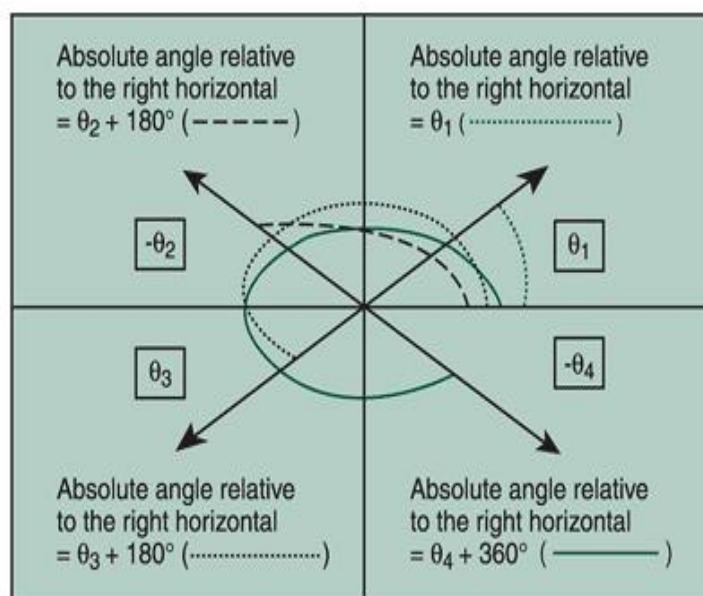


Ilustración 7. Orientación en el cuadrante (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p 341)

Un ángulo absoluto del muslo de $105,4^\circ$ en el segundo cuadrante indica que el muslo está orientado de tal manera que la articulación de la cadera está más cerca del eje vertical (y) y por encima del El eje horizontal (x) del sistema de coordenadas. En este caso, el muslo estaría orientado con la rodilla a la derecha de la cadera en este sistema de referencia. Cuando tanto x como y son negativos, el valor está en el tercer cuadrante, y el ángulo se calcula en sentido anti horario y con relación a la horizontal izquierda, por lo que 180° todavía se añade para ajustar el ángulo absoluto por lo que es respecto a la horizontal derecha. Por último, si sólo hay un valor de y negativo, el ángulo está en el cuarto cuadrante y llevado agujas del reloj y con relación a la horizontal a la derecha, por lo que 360° se deben añadir para convertir el ángulo absoluto de modo que es respecto a la horizontal a la derecha en la dirección hacia la izquierda (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p 341).

7.5.4 Ángulo relativo

El otro tipo de ángulo utilizado en la biomecánica es el ángulo relativo. Este es el ángulo entre los ejes longitudinales de dos segmentos y también se conoce como el ángulo de la articulación o el ángulo intersegmental. Un ángulo relativo como por ejemplo, el ángulo del codo (Véase Ilustración 8) puede describir la cantidad de flexión o extensión de la articulación. Ángulos relativos, sin embargo, no describen la posición de los segmentos o los lados del ángulo en el espacio. (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.342).

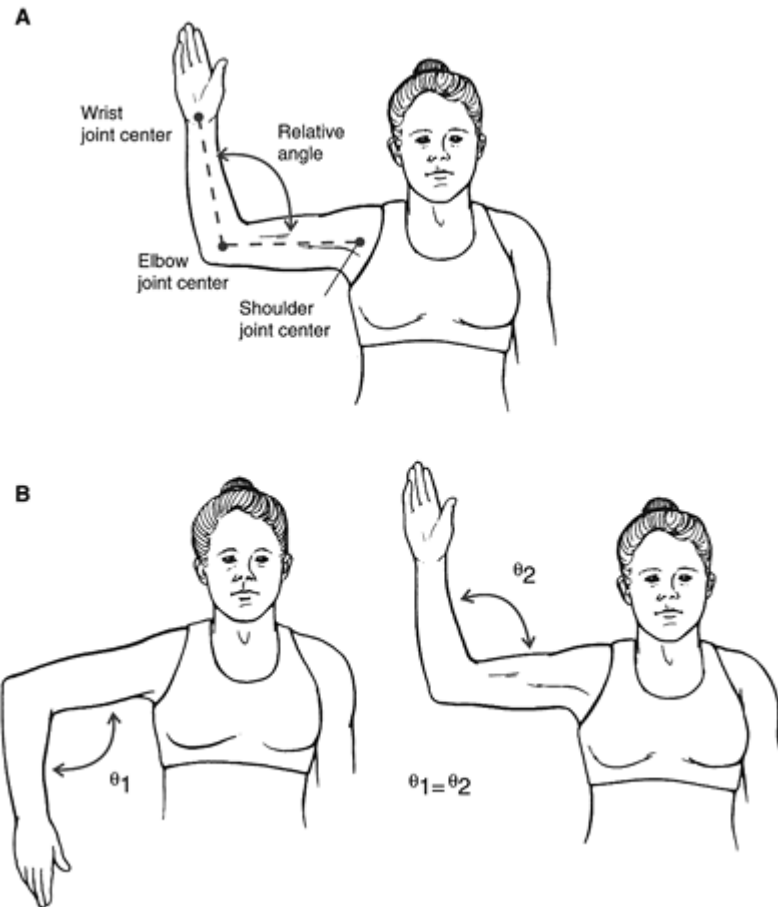


Ilustración 8. Angulo del codo. A. Ángulo relativo del codo. B. El mismo ángulo del codo en relación con el brazo y el antebrazo en diferentes posiciones (Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.342).

Los ángulos relativos se pueden calcular usando la ley de los cosenos. Esta ley, simplemente un caso más general del teorema de Pitágoras, describe la relación entre los lados de un triángulo que no contiene un ángulo recto. Para nuestros propósitos, el triángulo se compone de los dos segmentos B y C y una línea A (Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.342). (Véase Ilustración 9).

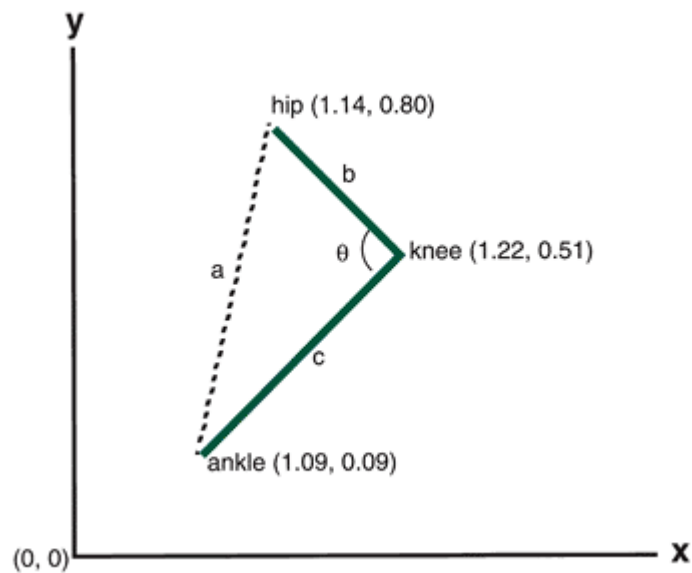


Ilustración 9. Ejemplo de ángulo relativo (Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.343).

La fórmula para el ángulo relativo tomando como ejemplo la imagen 9 entonces sería:

$$\begin{aligned}
 a &= \sqrt{(x_h - x_a)^2 + (y_h - y_a)^2} \\
 &= \sqrt{(1.14 - 1.09)^2 + (0.80 - 0.09)^2} \\
 &= \sqrt{0.0025 + 0.5041} \\
 &= 0.71
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 b &= \sqrt{(x_h - x_k)^2 + (y_h - y_k)^2} \\
 &= \sqrt{(1.14 - 1.22)^2 + (0.80 - 0.51)^2} \\
 &= \sqrt{0.0064 + 0.0841} \\
 &= 0.30
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 c &= \sqrt{(x_k - x_a)^2 + (y_k - y_a)^2} \\
 &= \sqrt{(1.22 - 1.09)^2 + (0.51 - 0.09)^2} \\
 &= \sqrt{0.0169 + 0.1764} \\
 &= 0.44
 \end{aligned}$$

El siguiente paso es sustituir estos valores en la ecuación de la ley de los cosenos:

$$\begin{aligned}
 a^2 &= b^2 + c^2 - 2 * b * c * \cos \theta \\
 \cos \theta &= (b^2 + c^2 - a^2) / (2 * b * c) \\
 \cos \theta &= (0.30^2 + 0.44^2 - 0.71^2) / (2 * 0.30 * 0.44) \\
 \cos \theta &= -0.833
 \end{aligned}$$

Para encontrar el ángulo \hat{I} , el ángulo cuyo coseno es -0.833 puede determinarse ya sea utilizando tablas trigonométricas o una calculadora con funciones trigonométricas. Este proceso, conocido como encontrar el coseno inverso o arcos, se escribe así:

$$\begin{aligned}
 \theta &= \cos^{-1} -0.833 \\
 \theta &= 146.4^\circ
 \end{aligned}$$

Por lo tanto, el ángulo relativo en la rodilla es $146,4^\circ$. En este caso, la rodilla se flexiona ligeramente (180° que representan la extensión completa) (Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.343)

Un ángulo relativo puede calcularse a partir de los valores absolutos para obtener un resultado similar a los cálculos utilizando la ley de los cosenos. El ángulo relativo entre dos segmentos se puede calcular restando el ángulo absoluto del segmento distal del segmento proximal (Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.343). Un claro ejemplo utilizando el muslo y la pierna, el siguiente cálculo es una opción alternativa:

$$\begin{aligned}\theta_{\text{relative}} &= \theta_{\text{absolute thigh}} - \theta_{\text{absolute leg}} \\ \theta_{\text{relative}} &= -74,58^\circ - 72,8^\circ \\ \theta_{\text{relative}} &= 147,4^\circ\end{aligned}$$

La ley de los cosenos se utiliza para hallar las medidas desconocidas de un triángulo, cuando conoces las longitudes de dos lados y la medida del ángulo formado por éstos y para hallar las medidas desconocidas de un triángulo cuando conoces las longitudes de sus tres lados. Observa que esto se parece al Teorema de Pitágoras con un término extra, $2ab \cos C$. (De hecho, si C es un ángulo recto, entonces $\cos C$ es 0, y la ecuación se convierte en el Teorema de Pitágoras (Trigonometría del triángulo rectángulo. s.f). (Véase Ilustración 10).

$c^2 = a^2 + b^2 - 2ab \cos C$	Ley de los cosenos.
$c^2 = 2,5^2 + 2^2 - 2(2,5)(2) \cos 43^\circ$	Sustituye los valores conocidos.
$c^2 = 6,25 + 4 - 10 \cos 43^\circ$	Multiplícala.
$c = \sqrt{10,25 - 10 \cos 43^\circ}$	Resuelve para c .
$c \approx 1,71$	Evalúa.

La distancia entre las dos “ciudades” es aproximadamente 1.71 metros.

Ilustración 10. Ejemplo Ley de coseno. (Trigonometría del triángulo rectángulo. s.f)

Al unir el extremo distal de un segmento al extremo proximal de la otra se dan los puntos de coordenadas para dos segmentos como por ejemplo el muslo y la pierna y

esto se calcula utilizando la relación de Pitágoras (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.342).

7.5.5 Teorema de Pitágoras

El Teorema de Pitágoras, que establece la relación entre las longitudes de los catetos y la longitud de la hipotenusa de un triángulo rectángulo. En un triángulo rectángulo, el lado opuesto al ángulo recto se llama la hipotenusa y los otros lados se llaman catetos. Si a y b son las longitudes de los catetos de un triángulo rectángulo, y c es la longitud de la hipotenusa, entonces el Teorema de Pitágoras establece que $a^2 + b^2 = c^2$. Es decir, la suma de los cuadrados de las longitudes de los catetos es igual al cuadrado de la longitud de la hipotenusa (El Teorema de Pitágoras. s.f). (Véase imagen 11 y 12).

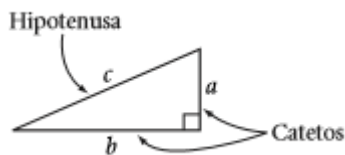
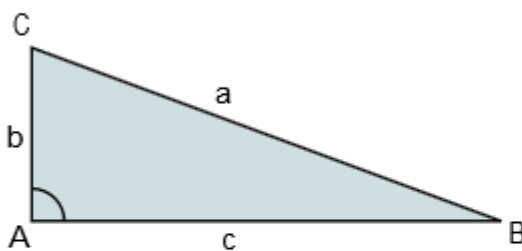


Ilustración 11. Hipotenusa y Cateto (El Teorema de Pitágoras. s.f)

TEOREMA DE PITÁGORAS

En un triángulo rectángulo, el cuadrado de la hipotenusa es igual a la suma de los cuadrados de los catetos.



$$a^2 = b^2 + c^2$$

De esta fórmula se obtienen las siguientes:

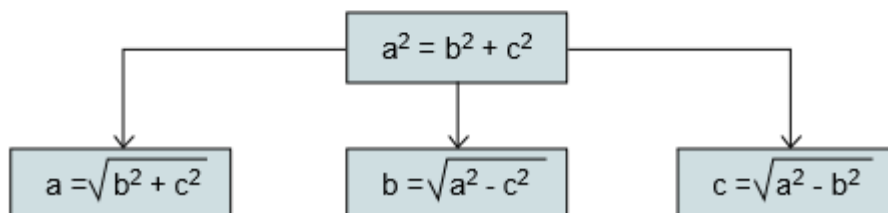


Ilustración 12. Teorema de Pitágoras (Teorema: Pitágoras. s.f)

En situaciones clínicas, el ángulo relativo es el que más a menudo calcula, ya que proporciona un indicador más práctico de la función y la posición de la articulación. En los análisis biomecánicos cuantitativos, sin embargo, los ángulos absolutos se calculan más a menudo que ángulos relativos ya que se utilizan en un número de cálculos posteriores. Independientemente del tipo de ángulo calculado, sin embargo, debe ser utilizado un marco coherente de referencia. Desafortunadamente, muchos sistemas de coordenadas y sistemas de ángulos se han utilizado en la biomecánica, resultando una dificultad para comparar los valores de un estudio a otro. Varias organizaciones, como la Sociedad Canadiense de Biomecánica y la Sociedad Internacional de Biomecánica, han estandarizado la representación de ángulos para proporcionar coherencia en la investigación biomecánica, especialmente en el área de la cinemática de la articulación (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.343).

Al discutir el ángulo de una articulación como la rodilla o el tobillo, es imperativo que se haga una representación significativa de la acción de la articulación. Un uso especial de ángulos absolutos para calcular ángulos de las articulaciones es muy útil para los médicos y otras personas interesadas en la función articular (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.343).

En el enfoque del ángulo relativo, el ángulo de la articulación que se calcula es el ángulo incluido entre los dos segmentos. Utilizando el enfoque de ángulo absoluto, el ángulo de la articulación que se calcula es la diferencia entre los dos ángulos de segmento. La interpretación de estos ángulos es exactamente el mismo (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.345).

7.5.6 Posición y Desplazamiento angular

La posición angular de un objeto se refiere a su ubicación con respecto a un sistema de referencia espacial definida. En el caso de un sistema 2D con el eje “y” representa el movimiento verticalmente hacia arriba y hacia abajo y el eje “x” representa el movimiento anterior a posterior, la posición angular se describe en el plano x. Un sistema de tres dimensiones (3D) añade un tercer eje, z, en el plano medial y lateral. . Este sistema funciona bien para describir ángulos articulares, pero carece de precisión para describir movimientos complejos (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.347).

Los conceptos de distancia y el desplazamiento en el caso angular deben ser discernidos. Considere un péndulo sencillo que hace pivotar en el plano X Y a través de un arco de 70°. Si el péndulo se balancea a través de un solo arco, la distancia angular es 70°, pero si se mueve a través de 1,5 arcos, la distancia angular es 105°. Distancia angular es el

total de todos los cambios angulares medidos siguiendo su ruta exacta. Como en el caso lineal, sin embargo, la distancia angular no es el mismo que el desplazamiento angular (Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.347). (Véase Ilustración 13).

El desplazamiento angular es la diferencia entre las posiciones iniciales y final del objeto giratorio. Se define como el cambio en la posición angular, se mide en grados y radianes (Carlos Coros Villca, A. s.f). (Véase Ilustración 14).

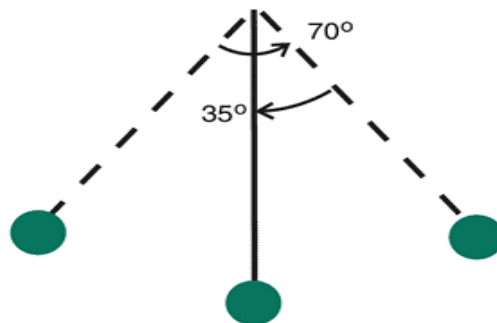


Ilustración 13. Distancia Angular. Un péndulo oscilante que ilustra la distancia angular más de 1,5 arcos de oscilación (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.347).

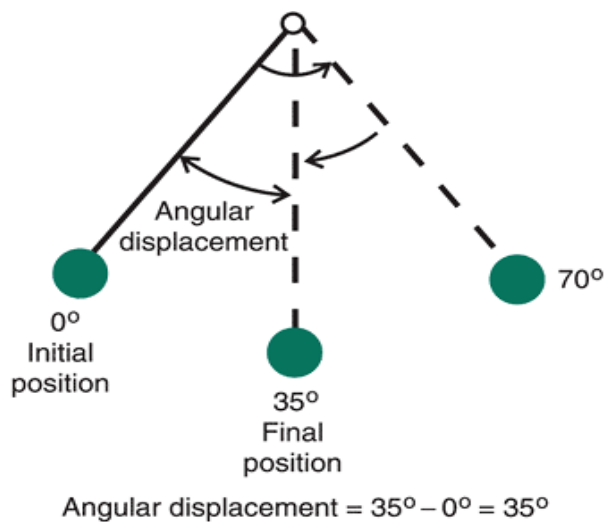


Ilustración 14. Desplazamiento Angular. El desplazamiento angular es la diferencia entre la posición inicial y la posición final (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.347).

En el ejemplo del péndulo, si el péndulo oscila a través de dos arcos completos, el desplazamiento angular es cero debido a que su posición final es la misma que la posición de partida. Desplazamiento angular nunca excede 360° , pero la distancia angular puede ser cualquier valor. La rotación en sentido anti horario se considera que

es positivo, y la rotación en sentido horario es negativo (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.347).

Si el ángulo absoluto de un segmento, theta (θ), se calcula para posiciones sucesivas en el tiempo, el desplazamiento angular es:

$$\Delta\theta = \theta_{\text{final}} - \theta_{\text{initial}}$$

7.5.7 Velocidad angular

Es la variación del desplazamiento angular por unidad de tiempo (Carlos Coros Villca, A. s.f).

La rapidez angular y la velocidad angular son análogas con la rapidez lineal y la velocidad lineal tanto en la definición y significado. La rapidez angular es la distancia angular recorrida por unidad de tiempo. La rapidez angular es una cantidad escalar y generalmente no es críticamente importante en el análisis biomecánico, ya que no se utiliza en ningún cálculo adicional. La velocidad angular, que se caracteriza por la letra griega omega ($\dot{\theta}$), es una cantidad vectorial que describe la velocidad de variación de la posición angular. Si el ángulo medido es θ , entonces la velocidad angular es (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.347).

$$\begin{aligned} \omega &= \text{Change in angular position/Change in time} \\ &= \theta_{\text{final}} - \theta_{\text{initial}} / \text{time}_{\text{final}} - \text{time}_{\text{initial}} \\ &= \Delta\theta / \Delta t \end{aligned}$$

La velocidad angular es por tanto la primera derivada de la posición angular.

Como en el caso lineal, la dirección de la pendiente en un ángulo de tiempo / perfil determina si la velocidad angular es positiva o negativa, y la inclinación de la pendiente indica la tasa de cambio de posición angular (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.348).

Si $\dot{\theta}_{\text{final}}$ es superior a $\dot{\theta}_{\text{inicial}}$ es positivo (es decir, la pendiente es positiva), Pero si $\dot{\theta}_{\text{final}}$ es menor que $\dot{\theta}_{\text{inicial}}$, $\dot{\theta}$ es negativo (es decir, la pendiente es negativa). Ambas situaciones pueden confirmarse usando la regla de la mano derecha. Si no hay cambio en el ángulo, la pendiente es cero y $\dot{\theta}$ es cero). El método utilizado para calcular la velocidad angular sobre una serie de fotogramas de un análisis cinemático es el primer método de

diferencia central. Este método calcula la velocidad angular en el mismo instante en el que los datos de posición angular están disponibles (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.348). Para velocidad angular la fórmula es:

$$\omega_i = \frac{\theta_{i+1} - \theta_{i-1}}{t_{i+1} - t_{i-1}}$$

7.5.8 Aceleración angular

Es el cambio que experimenta la velocidad angular por unidad de tiempo, y se denota por la letra griega alfa α . Se expresa en grados o radianes por segundo al cuadrado (Carlos Coros Villca, A. s.f).

Aceleración angular = Cambio en la velocidad angular / Cambio en el tiempo (Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.348).

Angular acceleration = Change in angular velocity / Change in time

$$\alpha = \frac{\omega_{\text{final}} - \omega_{\text{initial}}}{\text{time}_{\text{final}} - \text{time}_{\text{initial}}}$$

$$\alpha = \Delta\omega / \Delta t$$

Para facilitar la comprensión, generalmente biomecánicamente se presentan los resultados en grados por segundo al cuadrado (grados / s²), pero la unidad más apropiada para la aceleración angular es en radianes por segundo al cuadrado (rad / s²). Como en el caso lineal, la aceleración angular es la derivada de la velocidad angular y representa la pendiente de una línea (ya sea una secante para la aceleración angular media o una tangente para la aceleración angular instantánea). La dirección del vector aceleración angular puede confirmarse usando la regla de la mano derecha. La aceleración angular instantánea se calcula por (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.348).

$$\text{Limit } \alpha = \frac{d\omega}{dt} \\ dt \rightarrow 0$$

Una vez más, en un análisis cinemático, el método usual de cálculo de la aceleración angular es el primer método de diferencia central. La fórmula para la aceleración angular para este método es (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.348).

$$\alpha_i = \omega_{i+1} - \omega_{i-1} / t_{i+1} - t_{i-1}$$

En muchos movimientos humanos, mientras que el resultado del movimiento es lineal, los movimientos de los segmentos que constituyen el movimiento son angulares. Por ejemplo, un lanzador lanza una pelota de béisbol que viaja de forma lineal. Sin embargo, los movimientos de los segmentos del lanzador que resulta en un saque de banda son de rotación (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.350).

El vector define la posición de una partícula o cuerpo, en coordenadas cartesianas rectangulares sus componentes son X, Y en 2D, y en el caso de que sea 3D se agrega la Z. Teniendo en cuenta esta definición, se dice que una partícula se mueve respecto a un sistema de coordenadas. Si una partícula se mueve desde un punto a otro, el vector desplazamiento es representado por un símbolo, se define como el vector que va desde la posición inicial a la posición final. (Cinemática. s.f). La representación de movimiento angular gráficamente con vectores como líneas con flechas, como es el caso en la cinemática lineal, es difícil. Es esencial, sin embargo, para determinar la dirección de rotación en términos de una rotación positiva o negativa. La dirección de rotación de un vector de movimiento angular se conoce como la polaridad del vector. La polaridad de un vector de movimiento angular se determina por la regla de la mano derecha. La dirección de un vector de movimiento angular se determina usando esta regla mediante la colocación de los dedos curvados de la mano derecha en la dirección de la rotación. El vector de movimiento angular se define por una flecha de la longitud apropiada que coincide con la dirección del pulgar extendido de la mano derecha. La convención 2D utiliza generalmente, todos los sectores que giran en sentido contrario a la horizontal derecha tienen polaridad positiva y todos los sectores que giran en sentido horario tienen una polaridad negativa (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.346).

7.6 Cinemática Lineal

La cinemática es la rama de la biomecánica que describe los movimientos sin tener en cuenta su causa. La cinemática lineal está relacionada con los movimientos de tipo lineal o curvilíneo (Gustavo Ramón S. s.f). La cinemática en una línea recta se llama cinemática lineal. Se produce cuando todos los puntos de un cuerpo o un objeto se mueven a la misma distancia en el mismo tiempo (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.302).

7.6.1 Posición

La posición de un objeto se refiere a su ubicación en el espacio con relación a alguna referencia. Unidades de longitud se utilizan para medir la posición de un objeto de un eje de referencia. Debido a que el sistema métrico se utiliza siempre en la biomecánica, la unidad más utilizada de longitud es el metro. El análisis de tramas de vídeo o sensor determina la posición de un punto del cuerpo o extremo de segmento con respecto a dos referencias en un sistema de referencia 2D, el eje x y el eje y (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.308).

7.6.2 Desplazamiento y Distancia

El desplazamiento se mide en línea recta desde una posición a la siguiente. El desplazamiento no se debe confundir con la distancia (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.308).

El desplazamiento se define tanto por la distancia del objeto que se ha movido de su posición inicial y por la dirección en que se movía. Debido a que el desplazamiento describe inherentemente la magnitud y dirección del cambio en la posición, es una cantidad vectorial. La distancia se refiere sólo a lo lejos un objeto movido, es una cantidad escalar (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.308).

7.6.3 Velocidad

La velocidad es una magnitud escalar y se define como la distancia recorrida dividida por el tiempo que tomó para viajar. En los automóviles, por ejemplo, la velocidad se registra continuamente por el velocímetro como uno viaja de lugar a lugar. En el caso del automóvil, la velocidad se mide en millas por hora o kilómetros por hora (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.310).

La unidad más utilizada de la velocidad en la biomecánica es metros por segundo (m / s o $m \times s^{-1}$), aunque cualquier unidad de longitud dividida por una unidad de tiempo es correcta, siempre y cuando es apropiado a la situación (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.310).

7.7 Sistema de referencia

La descripción precisa de una posición en el espacio se hace generalmente en forma relativa a alguna referencia. El sistema de referencia incluye, además, direcciones que sirven de referencia. En el ejemplo, los términos “adelante” y “a la derecha” presuponen que se han definido ciertas direcciones referenciales respecto de las cuales tales indicaciones tienen un sentido preciso. Los métodos para describir matemáticamente un vector reciben el nombre genérico de sistemas de coordenadas. Ellos asocian unívocamente a cada vector del espacio un conjunto de números denominados coordenadas (Ricardo Muñoz M. 2001).

Un sistema de referencia viene dado por un punto de referencia denominado origen y un sistema de coordenadas. El origen de coordenadas es el punto de referencia de un sistema de coordenadas y en él, el valor de todas las coordenadas del sistema es nulo. Un sistema de coordenadas es un conjunto de valores y puntos que permiten definir unívocamente la posición de cualquier punto de un espacio euclídeo. El primero que expresó la posición de un punto en el plano o en el espacio fue Descartes, por lo que se suele referir a ellas como coordenadas cartesianas. Un sistema de coordenadas cartesianas se define por dos ejes ortogonales en un sistema bidimensional y tres ejes ortogonales en un sistema tridimensional, que se cortan en el origen O. Las coordenadas de un punto cualquiera vendrán dadas por las proyecciones del vector de posición del punto sobre cada uno de los ejes. El sistema de coordenadas cartesianas en el plano está constituido por dos rectas perpendiculares que se intersecan en un punto “O” al que se le llama “el origen” (Sistema de coordenadas cartesianas. s.f). El origen de la trama de referencia se coloca en un lugar designado como un centro de articulación (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.16).

Una de las rectas se acostumbra a representar en posición horizontal y se le da el nombre de eje X o eje de las abscisas; a la otra recta, vertical, se le denomina eje Y o eje de las ordenadas, y ambas constituyen los dos ejes de coordenadas rectangulares, los cuales dividen al plano en cuatro partes llamadas cuadrantes (Sistema de coordenadas cartesianas. s.f).

Un sistema de referencia es esencial para la observación y la descripción precisa de cualquier tipo de movimiento. Para mejorar la precisión de un análisis de movimiento, un movimiento puede ser evaluado con respecto a un punto de partida diferente o posición (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.16). El sistema de referencia es necesario para especificar la posición del cuerpo, segmento, o un objeto con el fin de describir el movimiento o identificar si se ha producido movimiento. El marco o sistema

de referencia es arbitraria y pueden estar dentro o fuera del cuerpo (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.16).

Los ejes se representan generalmente por letras para diferenciar la dirección en la que están señalando. Cualquier posición se puede describir mediante la identificación de la distancia del objeto a partir de cada uno de los ejes. En el movimiento bidimensional o planar, hay dos ejes, un eje horizontal y un eje vertical (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.17).

Cuando se describe el movimiento angular, los conjuntos de posiciones, velocidades y aceleraciones pueden describirse utilizando ya sea un marco de referencia absoluto o un marco de referencia relativo. Un marco de referencia absoluto es uno en el que los ejes se cruzan en el centro de la articulación y el movimiento de un segmento es descrito con respecto a esa articulación. Los ejes están generalmente orientados horizontalmente y verticalmente. El eje horizontal se denomina generalmente el eje x y el eje vertical el eje y, aunque estos ejes pueden ser llamados por cualquier nombre. Un marco de referencia relativo es uno en el que el movimiento de un segmento se describe en relación con el segmento adyacente. Este tipo de sistema de referencia se utiliza a menudo para describir un ángulo de articulación (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.17).

7.8 Análisis cinemático de movimiento

Los análisis biomecánicos constituyen en parte una de las mejores formas de aproximarse a comprender los movimientos desarrollados por el hombre (Carlos Coros Villca, A. s.f). El análisis cinemático del movimiento humano se ha utilizado como método de evaluación cuantitativa que por medio de la interpretación de los resultados, estos permiten hacer inferencias acerca de los detalles del movimiento (Lima, Carvalho, Barros, & Tudella, 2008)

Con el advenimiento de la tecnología de captura de movimiento asequible y sofisticada, sistemas cuantitativos están ahora disponibles para su uso por los entrenadores, maestros y médicos. Muchos de estos profesionales, que se basó en análisis cualitativos en el pasado, se han unido a los investigadores en el uso de análisis cuantitativos. Las ventajas de un análisis cuantitativo son numerosas. Proporciona una, objetiva y precisa representación minuciosa del movimiento. Por ejemplo, podólogos y fisioterapeutas tienen a su disposición herramientas de análisis de movimiento que les permiten cuantificar el rango de movimiento de los pies, movimientos casi imposibles de rastrear a simple vista. Estos movimientos son importantes en la evaluación de la función de las

extremidades inferiores durante la locomoción (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.302).

Los datos cinemáticos se recogen para su uso en un análisis cuantitativo utilizando varios métodos. Laboratorios de biomecánica, por ejemplo, pueden utilizar acelerómetros que miden las aceleraciones de los segmentos corporales directamente. El método más común de obtener datos cinemáticos, sin embargo, es el vídeo de alta velocidad o los sistemas de captura de movimiento opto eléctricos. Los datos obtenidos de vídeo de alta velocidad o sistemas opto eléctricos informan de las posiciones de los segmentos del cuerpo con respecto al tiempo. En el caso de vídeo de alta velocidad, estos datos son adquiridos de la cinta de vídeo a través de la digitalización. En los sistemas de captura de movimiento opto eléctricos, marcadores en el cuerpo son seguidos por un sensor de la cámara que analiza las señales de los diodos emisores de luz infrarroja (sistema marcador activo), o la unidad de captura de vídeo sirve como la fuente y la grabadora de la luz infrarroja que se refleja de un marcador (sistema de marcador pasivo) retro reflectante. La ubicación de los marcadores se alimenta secuencialmente en un ordenador, eliminando la digitalización utilizado en sistemas de vídeo. En todos los sistemas, las cámaras se calibran con un marco de referencia que permite la conversión entre las coordenadas de la cámara y un conjunto de coordenadas reales conocidos de marcadores en el campo de visión (Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.305).

En un análisis cinemático, el intervalo de tiempo entre cada trama se determina por la velocidad de muestreo o el marco de la cámara o sensor. Esto forma la base para la temporización del movimiento. Las cámaras de vídeo comprado en tiendas de electrónica en general, operan a 24 a 30 campos o fotogramas por segundo (fps). Cámaras de vídeo de alta velocidad o unidades de captura de movimiento típicamente utilizados en la biomecánica pueden funcionar a 60, 120, 180, o 200 fps. A los 60 fps, el tiempo entre cada cuadro o marco es $1/60$ s (0.01667 s); es $1/200$ s (0.005 s) a 200 fps. Por lo general, un evento clave en el inicio del movimiento se designa como el marco de comienzo para la digitalización (Hamill, J; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.305).

El análisis cinemático del movimiento humano estima las relaciones funcionales de la estructura corporal durante el movimiento y comprende varias fases:

- Captura de vídeos de la marcha y extracción de la estructura del cuerpo :
Inicialmente se prepara al paciente utilizando marcadores en puntos anatómicos de interés, definidos de acuerdo con diferentes protocolos, La ubicación correcta de esos marcadores requiere la determinación previa

de algunos puntos de reparo anatómico, como por ejemplo las prominencias y los centros de giro de las articulaciones.

- **Procesamiento de los vídeos:** Se extraen los marcadores de la secuencia de cuadros que componen un vídeo del paciente, con lo cual se obtiene una representación inicial de la estructura corporal en cada uno de los vídeos. En los sistemas actuales existe una etapa inicial de estimación manual de la posición de los marcadores, como punto de referencia para la identificación de la trayectoria de la estructura durante el vídeo. La extracción de la estructura se hace desde uno o varios ángulos de observación, obteniendo un modelo bi o tri-dimensional
- **Ajuste de la posición de los marcadores:** Consiste en estimar la posición correcta de los marcadores ya que esta puede verse alterada durante la marcha, lo cual produce errores en el cálculo de las diferentes variables cinemáticas
- **Modelo de seguimiento:** Se hace una corrección de las posturas del paciente durante el movimiento, estimando las posiciones espaciales de los centros de giro de las articulaciones y su cambio en el tiempo. A partir del conjunto de estructuras extraídas del vídeo del paciente se construye el modelo de seguimiento que permite estimar las diferentes relaciones de los centros de masa de las articulaciones.
- **Representación de la información:** En la fase final, la información cuantitativa es reconstruida a partir de la posición de los centros de giro de las articulaciones y su variación en el tiempo (Martínez et al., 2009).

Existen diferentes sistemas desarrollados para análisis cinemático del movimiento humano. Estos sistemas en general realizan un análisis como el descrito anteriormente, con algunas diferencias en cuanto a la tecnología usada (Martínez et al., 2009).

Para su desarrollo se han usado diferentes estrategias, como por ejemplo huellas podográficas, electrogoniometría, seguimiento por instrumentos magnéticos y procesamiento de vídeo (Martínez et al., 2009).

La fotogrametría se ha mostrado como un método práctico y fiable de determinar la forma y el volumen de los segmentos corporales. Además que tiene la ventaja de aplicarse en estudios a distancia y sin contacto con el sujeto a evaluar, con lo que no se interfieren en el desarrollo de los movimientos a analizar (Carlos Coros Villca, A. s.f).

La dinámica del sistema músculo-esquelético, obtenida en del análisis fotogramétrico se evalúa desde las perspectivas cinética y cinemática (Carlos Coros Villca, A. s.f).

En el análisis cinemático describe el desplazamiento de un individuo o segmentos de éste, en términos de los componentes del sistema y sus relaciones fundamentales, como son la variación angular, velocidad angular, desplazamiento y aceleración de cada una de las articulaciones y segmentos que intervienen en un movimiento determinado y sus relaciones funcionales con la estructura corporal y obteniendo variables dinámicas con un mayor grado de precisión (Carlos Coros Villca, A. s.f).

Actualmente una serie de programas bioinformáticos se han implementado para el análisis y proceso de digitalización de las imágenes. Esta técnica actualmente está siendo aplicada principalmente a los estudios biomecánicos tanto clínicos, deportivos como en ergonomía; logrando de esta manera mejorar significativamente la eficiencia en el plano deportivo (Carlos Coros Villca, A. s.f).

Por su facilidad de implementación y mayor precisión, es el método más usado en la actualidad (Martínez et al., 2009).

7.9 Seguimiento

Uno de los retos más importantes en la visión por computador es la extracción automática de la información del movimiento entre secuencias de imágenes de forma rápida y precisa. Sin tener información a priori de la escena a evaluar, ser capaz de calcular el patrón que describa el movimiento nos puede dar la información necesaria para calcular la trayectoria, velocidad o aceleración de un objeto o de la propia cámara si esta está en movimiento en relación a la escena observada.

Los métodos diferenciales son una de las técnicas más ampliamente utilizadas para la estimación del flujo óptico en secuencias de imágenes y una de las que obtiene los mejores rendimientos. Estos métodos se basan en el cálculo de las derivadas temporales y espaciales de la imagen (Naveros, Ralli, & Ros, s.f.)

El objetivo del flujo óptico es tener conocimiento de la trayectoria de cada pixel a lo largo de la secuencia de imágenes capturadas. De esta manera se tiene el conocimiento de la ubicación de cada pixel entre dos imágenes y es posible determinar las correspondencias de los puntos de interés (Rica, 2012).

7.10 Principales Programas en el análisis cinemático

Los programas de análisis del movimiento (ej. Dartfish, Kinovea, etc.) Permiten estudiar la técnica deportiva a nivel cualitativo y cuantitativo. El análisis cualitativo describe el movimiento sin la ayuda de valores numéricos. Este tipo de análisis describe el movimiento a partir de si se cumplen una serie de criterios de ejecución del movimiento (ej. Extensión completa de la pierna de batida). El análisis cuantitativo describe el movimiento con la ayuda de valores numéricos. Este tipo de análisis aporta un valor específico y concreto sobre un aspecto de la ejecución del deportista (ej. Velocidad de entrada a la batida). Ambos tipos de análisis tienen ventajas e inconvenientes, por ello lo ideal es combinar ambos métodos al analizar a los atletas (Frutos, 2014). En cualquier modalidad deportiva, el deportista ejecuta un determinado número de movimientos técnicos a elevada velocidad. Esta velocidad de ejecución, representa un problema para la observación del gesto por parte del entrenador. Se debe a que las capacidades atencionales se encuentran limitadas por esta temporalidad, dificultando la identificación de los aspectos clave del gesto. El resultado es que es difícil para establecer como se ha realizado el movimiento y las causas de que este sea técnicamente correcto o incorrecto (Frutos, 2014).

Los avances tecnológicos a nivel audiovisual e informático hacen que las actuales cámaras y programas que disponen los entrenadores sean utilizados como un recurso para ayudarse en su labor de analizar el movimiento de la técnica de sus atletas y actúen en consecuencia (Frutos, 2014). En el deporte el objetivo de estos análisis son comúnmente relacionados para maximizar el rendimiento del deportista (Carpes & Dagnese, 2006).

7.11 Kinovea

Kinovea es un programa de análisis de videos e imágenes, dedicado al diagnóstico de fallas y el mejoramiento de entrenamientos deportivos, ergonomía, marcha, etc. (Moreno.Y, Argothy.R, Collazos.C, s.f). Es un programa lanzado bajo la licencia GPL que ofrece la posibilidad de analizar vídeos deportivos, diseñado especialmente para entrenadores, atletas y médicos dedicados al deporte, su objetivo es presentar a los deportistas una herramienta que les permita analizar a fondo sus movimientos y técnicas, para poder corregirlos y mejorarlos (Mocha Bonilla.J.A, 2012). Este programa está determinado para sistemas operativos de Microsoft Windows en especial XP, vista y 7,

memoria RAM como mínima de 256 MB, resolución de la pantalla de 1024x600 pixeles (Moreno.Y, Argothy.R, Collazos.C, s.f).

Kinovea se comenzó a desarrollar en el 2007, Diseñado para entrenadores, atletas y médicos dedicados al deporte, el objetivo de este programa es proporcionarles las herramientas necesarias para que puedan analizar a fondo los movimientos y técnicas aplicados en cada disciplina deportiva, con el fin de corregirlos y mejorarlos (Azcona.I, 2012).

El proyecto Kinovea trabaja con más de 8 formatos de video diferentes como: AVI, MPG, MOV, WMV, MP4, MKV, 3GP y otros. Una vez cargado el video, podrás explorarlo cuadro por cuadro, pudiendo hacer tus anotaciones, así como líneas de movimiento, ángulos de tiro, giros realizados por los atletas y agregar tus propios comentarios. También podrás añadir imágenes a los videos y observar dos videos simultáneos, los cuales podrás sincronizar para poder compararlos (Mocha Bonilla.J.A, 2012).

La tecnología está llegando a cada área de la ciencia, el deporte no está fuera de este contexto y aplicaciones como “Kinovea” ayudan a los atletas a sacar lo mejor de ellos (Mocha Bonilla.J.A, 2012). Es un programa de edición de vídeo un tanto particular. No se ha diseñado para cortar y componer sino para analizar las imágenes. Concretamente para estudiar vídeos deportivos con el fin de encontrar fallos, mejorar la técnica y ayudar a entrenarse. Kinovea vale para cualquier deporte: Baloncesto, fútbol, béisbol, gimnasia rítmica, bailes de salón, todo aquello en lo que esté presente la coordinación, el ritmo y el movimiento es por tanto objeto de análisis y mejora. El único límite es la imagen. La funcionalidad del programa llega hasta donde lo permitan las imágenes (Mocha Bonilla.J.A, 2012). Es un recurso facilitador para el trabajo específico de cada deportista (Alicia, O, M, V, s.f). Aunque cualquier programa orientado a esta actividad transmite una sensación de complejidad y alto costo, lo cierto es que el mundo del código abierto ha presentado una solución muy atractiva tanto para aficionados como para profesionales, a través de Kinovea (Mocha Bonilla.J.A, 2012). El control de velocidad y el zoom están entre lo mejor de Kinovea, no sólo podrán alterar de forma dinámica la velocidad a la que se reproduce el vídeo, sino que también podrán capturar determinados cuadros que pueden resultar imperceptibles para nuestros ojos de lo rápido que pasan. Otra forma de variar la velocidad de un vídeo es aumentando la cantidad de cuadros por segundo. Combinando ambos métodos puedes obtener un resultado muy suave y preciso de reproducción que no está disponible en otras aplicaciones (Mocha Bonilla.J.A, 2012).

Otras herramientas destacadas son las del lápiz y el texto para realizar anotaciones, de la misma forma en la que se están acostumbrados a ver en las transmisiones estadounidenses, con círculos y flechas por todas partes. Se puede agregar grillas para mejorar la perspectiva del vídeo, ampliar una región específica, rastrear la trayectoria de un objeto determinado, y tomar el tiempo gracias a la inclusión de cronómetros adicionales. Para cerrar la oferta, pueden exportar como imagen a cada cuadro que se ha explorado, o salvar el vídeo entero. Kinovea tal vez no posea las funciones disponibles en un programa de edición, pero sus herramientas para analizar vídeos son muy precisas y útiles para cualquiera que desee estudiar más de cerca un vídeo (Mocha Bonilla.J.A, 2012).

Gracias a sus diferentes opciones podemos realizar un estudio completo de los vídeos, detectando errores o detalles de procedimiento mejorables. Es posible estudiar trayectorias, ángulos, gestos, posturas (Mocha Bonilla.J.A, 2012). Ante estos objetivos, sería lógico asumir que un programa que permite analizar vídeos es caro, pero Kinovea sorprende no sólo por las funciones que ofrece, sino por ser completamente libre y gratuito (Mocha Bonilla.J.A, 2012). Kinovea es una novedosa aplicación que analiza diversos aspectos de los deportes a través de videos (Mocha Bonilla.J.A, 2012).

Posee funciones específicas para observar, analizar y describir el resultado. 2 vídeos simultáneos (sincronización):

- Imágenes clave y dibujos (línea, cruz, ángulo, etc.) y comentarios.
- Exportación de: imágenes en secuencia, Diaporama, documento PDF.
- Registro a video (avi, mp4, mkv)
- Varios formatos reconocidos (avi, mpg, mov, wmv, mp4, mkv, vob, 3gp, etc.)
- Retrasa, imagen por imagen
- Ajuste de la imagen
- Rejilla y plan 3d (Mocha Bonilla.J.A, 2012).

CARACTERÍSTICAS:

- Permite comparar simultáneamente dos vídeos, para observar las diferencias de procedimiento.
- Permite sincronizar entre sí dos vídeos, para poder ver un mismo evento/ejecución desde diferentes puntos de vista.
- Ofrece la posibilidad de marcar partes de los vídeos con comentarios, para trabajar sobre ellos posteriormente.

- Permite marcar trayectorias (del atleta, de los artefactos, etc.).
- Cambios de perspectiva y dibujo sobre las imágenes.
- Playback entre el 2 y el 200 % de la velocidad inicial. Cuadro a cuadro.
- Podemos ampliar una parte del vídeo, para ver con más detalle un movimiento o efecto en concreto.
- Crea ajustes de imagen y zoom sobre los movimientos para captar hasta el más mínimo detalle.
- Soporta la posibilidad de que podamos introducir cronómetros en la imagen, para controlar el tiempo.
- Los contenedores de vídeo soportados son: AVI, MPG, MOV, WMV, MP4, MKV, VOB, 3GP, MOD y TOD.
- Guarda los vídeos editados en: AVI, MP4 o MKV.
- Es capaz de utilizar diferentes algoritmos de compresión como DV, DivX, Xvid, H.264, M-JPEG o Theora, entre otros.
- También cuenta con soporte para formatos de HD, excepto para los AVCHD entrelazados (Mocha Bonilla.J.A, 2012).

¿COMO INSTALAR?

Entrar a Kinovea.org y descargar el programa (Moreno.Y, Argothy.R, Collazos.C, s.f).

7.12 Image J

El programa más utilizado en estudios, es Image J el cual es un programa de dominio público y código abierto, desarrollado en Java, en las instituciones del grupo National Institutes of Health en Estados Unidos (Abràmoff, Magalhães, & Ram, 2004; Valenciano, s.f.).

Image J proporciona una gran cantidad de herramientas de edición, procesando y analizando imágenes de 8 a 32-bit, en formatos jpg, bmp, png, gif, entre otros. El modo edición permite ajustar el brillo, contraste, modificar sus dimensiones, cambiar sus propiedades, entre muchas otras funciones que proporciona este programa. También puede funcionar directamente con scanners, cámaras y otras fuentes de videos (Abràmoff et al., 2004; Valenciano, s.f.).

En el análisis proporcionado por Image J, cabe destacar que es capaz de llevar a cabo un gran número de medidas sobre las imágenes o sobre zonas específicas de estas: histogramas, perfiles, medidas de área, niveles de brillo medio, desviaciones estándar,

máximos, mínimos, modas, centroides, centros de masas, perímetros, diámetros de feret, asimetrías, distancias, ángulos, etc. Es importante destacar que las funciones mencionadas anteriormente son nativas de Image J, pero por lo que resalta y es ocupado en estudios científicos, son sus scripts, macros y principalmente sus plugins. Existe un amplio repertorio de componentes extras siendo en su mayoría de descarga gratuita (Valenciano, s.f.).

Wayne Rasband es el autor principal de Image J, siendo el quien desarrolla el programa en el Instituto Nacional de Salud (NIH) en base a Macintosh. Él tomó la valiente decisión de empezar de nuevo con Image J utilizando el lenguaje de programación Java. Al cambiar a Java, Rasband ha liberado el programa de un sistema operativo individual. Entonces para poder ejecutar Image J, se debe tener un sistema que logre la ejecución de Java en el sistema operativo (Collins, 2007). La accesibilidad del código fuente ha hecho Image J sea también uno de los favoritos para el desarrollo y la aplicación de análisis de la transferencia de energía de resonancia de fluorescencia (FRET). Hay varios plugins disponibles que lo logra realizar el FRET analizando secuencias de imágenes (Collins, 2007).

Para el seguimiento o tracking Image J, puede mejorar imágenes que a menudo parecen menos clara y detallada para nuestros ojos, que lo que se observa en un video. Estas diferencias son debidas ya que el cerebro usa la persistencia de la visión y nuestra expectativa para seguir movimientos, cuadro a cuadro, dando como resultado una imagen integrada que a menudo parece más detallada de lo que podemos hacer en cualquier marco separado. El plugin Mtrack2 es el ocupado para realizar el seguimiento de objetos entre una de sus funciones donde se quiere usar un objeto de fondo blanco sobre un fondo negro, donde se pueden editar diversas opciones de tamaño de los objetos, pixeles, excluir ruido, velocidades de reproducción del video. Al realizar el seguimiento con Mtrack2, los resultados de este plugin serán exportados a un archivo trackresults.txt que enumera la posición de las pistas, en coordenadas X e Y v/s número de la imagen en la pila, partiendo de 0, y siguiendo por cada pixel analizado. Si se desea realizar un seguimiento de varios objetos de diferentes colores, para así distinguir todos los objetos de un color determinado por la separación de los canales por colores. Para ello, abra una imagen en color o una secuencia de imágenes. Se puede modificar los colores de los canales ocupados para poder diferenciar de mejor manera cual es cual al visualizar el video (Zamani, Tousley, & Kane, 2011).

7.13 Algoritmo Lucas Kanade

El método de Lucas-Kanade es creado en 1981, permitiendo calcular una estimación del flujo óptico en una región de la imagen. Este método asume que el desplazamiento de un punto en dos frames consecutivos es pequeño y constante respecto a sus píxeles vecinos. Es un método muy utilizado para realizar tracking, aplicación que es muy importante sobre todo en sistemas de vigilancia (Carlos & Tejedor, 2013).

El seguimiento mediante el algoritmo Lucas Kanade, se basa en el objetivo de poder seguir automáticamente objetos mediante objetivos en la secuencia de imágenes.

Hay diversos tipos de algoritmo Lucas Kanade, resaltando LK Optical Flow, LK Piramidal y LK Affine Template.

LK Optical Flow o Clásico

Este algoritmo corresponde a un método diferencial, y, por lo tanto, utiliza la ecuación con una restricción de regularización adicional. Dicha restricción es que el vector de flujo óptico es aproximadamente constante en una región de la imagen conteniendo dos o más píxeles. Básicamente, se considera que cada región cuadrada de N por N píxeles tiene un solo vector de flujo óptico asociado a ella (Soria, 2013).

LK Piramidal

LK Piramidal realiza el cálculo del flujo óptico sobre lo que el autor llama representación piramidal de la imagen. Esta pirámide se corresponde a una serie imágenes resultado de una reducción escala de la imagen inicial, según factores van en múltiplos de dos (Bruno A. Recasens Urzi, 2007).

LK Affine Template. (LKAT)

Para obtener el algoritmo LKAT que utilizamos hoy en día, este se vio a modificaciones y se ha separado en distintos tipos, ya que el proceso de seguimiento se veía afectado por muchos factores, como la deformación del objeto en cual se realizaba el seguimiento, el entorno, iluminación, oclusión parcial o total del objetivo (Schreiber, 2007).

Para poder superar estos problemas se han implementado varios algoritmos y modificado alguno de ellos, quedando 3 categorías principales: The feature based tracking algorithms, the contour-based tracking algorithms (Algoritmo de seguimiento), y the region-based tracking algorithms (Algoritmo de seguimiento basado en la región)

La última categoría, que es el algoritmo de seguimiento basado en la región, utiliza de forma directa la plantilla de seguimiento, siendo este seguimiento el mean-shift algorithm, (Algoritmo de cambio medio) y particle filtering tracking algorithm (Algoritmo partículas de seguimiento filtrado),

La categoría mencionada anteriormente tiene una alta robustez y precisión, siempre y cuando no ocurra oclusión del objetivo, parcial o total, llevando la información espacial y la apariencia al sistema.

El Témplate Tracking o seguimiento de la plantilla, se remonta a Lucas y Kanade en 1981 y es ocupado para rastrear objetos a través de una secuencia de video, donde se utiliza de marco la primera plantilla o fotograma, en el cual se busca la región del objetivo para que coincida con la primera plantilla, lo más estrechamente posible en todos los fotogramas siguientes hasta finalizar el video.

Utilizando este modelo se ha basado el algoritmo affine image alignment (AIA) (afín de alineación de la imagen) y ha extendido el Témplate Tracking en varias maneras más que incluyen:

- allowing for arbitrary parametric transformations of the template (lo que permite arbitraria transformaciones paramétricas de la plantilla)
- allowing for linear appearance variation (que permite la variación de la apariencia lineal)
- dealing with special cases, such as occlusion and containing background pixels (tratar con especial casos, como la oclusión y que contienen píxeles de fondo)

Sobre la base de la combinación de estas extensiones, algunos modelos de apariencia no rígidos para el Témplate Tracking, como los active appearance models (modelos de apariencia activos) (AAM) proponen:

Que el Témplate tracking que el objeto de seguimiento en la plantilla es el mismo en todo el video. Esta afirmación es generalmente razonable ya que para un periodo corto de tiempo, el seguimiento no es exacto en el objetivo que inicio en la plantilla.

Por lo tanto para corregir estos problemas se recurre a una solución que es la actualización de la plantilla a cada cuadro (fotograma), o después de un intervalo de varios fotogramas.

Sin embargo, en la estrategia de actualización sencilla a menudo trae el problema en la plantilla la que consta de dos partes: spatial drift (deriva espacial) and feature drift (función deriva)

La spatial drift es el cambio en el modelo de tal que este y el objeto que están desalineados, se alineen para el tracking, El algoritmo con corrección del desplazamiento característica es el cambio de apariencia del objeto, ya que se aparta de la apariencia del modelo en el tiempo.

Se propone drift-correcting algorithm (algoritmo de corrección del desplazamiento) (Matthews et al., 2004), en el que la plantilla se actualiza en cada trama, y aún se mantiene firmemente unido al objeto original.

El algoritmo es una simple extensión del algoritmo nativo. Además de mantener una corriente de estimación de la plantilla, sino que también conserva la primera plantilla que proviene del primer fotograma. La plantilla se actualizara como en el algoritmo nativo, con la imagen en la ubicación de la plantilla actual (Matthews et al., 2004)

Sin embargo, para eliminar el desplazamiento, la plantilla se verá actualizada siendo así alineada con la primera plantilla para completar la actualización final. Este es the passive drift correction algorithm. Este tracking tiene un tiempo de cálculo adicional, que disminuye en gran medida la eficiencia del algoritmo. Además, todavía es sensible a la variación en la apariencia del objeto con relación a la primera plantilla.

Es en 2004 donde Matthews presenta una versión robusta o mejorada del algoritmo drift correction, lo que añade peso a la plantilla de píxeles e inserta los parámetros afines en la actualización para cuando la plantilla se actualiza. (Matthews et al., 2004). Aunque este algoritmo mejora la robustez del algoritmo drift correction en cierta medida, todavía tiene dos pasos de seguimiento, y debe aún calcular el peso de la actualización, es por esto que su eficacia es aún mucho menor que el algoritmo the passive drift correction.

Para enfrentar los problemas como la oclusión parcial del objetivo, la variación de la apariencia de pixeles de fondo, se ha propuesto robust template matching algorithms (Hager y Buenhumor, 1998; Ishikawa et al., 2002; Baker et al., 2003).

Estos Tracking robustos pueden considerarse como un proceso de mínimos cuadrados ponderada, de tal manera que las regiones ocluidas, píxeles de fondo y regiones donde brillo ha cambiado sería considerado como valores atípicos y haría serian suprimidos (Schreiber, 2007). Sin embargo, estos algoritmos requieren un trade-off entre eficiencia y precisión.

En (Baker et al., 2003), la matriz de Hesse contiene una función de ponderación que es actualizado cada iteración y por lo tanto no puede ser pre-calculada. En (Ishikawa et al., 2002), la plantilla está dividido en unos pocos bloques, y la matriz de Hesse de cada

bloque se da de forma dependiente como un valor constante, por lo que no hay que volver a calcular en cada iteración.

En el algoritmo, la matriz Hessiana es relacionada con la división de los píxeles externos, tomando un vector de entrada y entregando un vector de salida, permitiendo conservar la población numérica característica frente la distorsión o cambio de planos, lo que entregara en su recorrido las coordenadas X, Y. Por lo que la matriz debe ser recalculada a cada iteración.

7.14 Matriz Hessiana

El hessiano, conocido también como discriminante o matriz hessiana, fue introducido en el año de 1844 por Hess, matemático alemán quien nació en 1811 y murió en 1874. Esto sucedió luego de que Carl Gustav Jacob Jacobi (1804-1851) introdujera “los jacobianos”. Lo que hizo Jacobi con esto fue expresar los cambios de variable de las integrales múltiples en términos de estos (“Discriminante O,” 2010). Las matrices Hessianas pueden ser de 1 variable, 2 variables, 3 variables, N° variables. Para N° variable se utiliza la siguiente formula: (“Discriminante O,” 2010)

$$\begin{vmatrix} f_{xx} & f_{xy} & \dots & f_{xn} \\ f_{yx} & f_{yy} & \dots & f_{yn} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ f_{nx} & f_{ny} & \dots & f_{nn} \end{vmatrix}$$

7.15 Ciclismo

El ciclismo es un deporte con características biomecánicas bien conocidas. Sin embargo, todavía hay muchas preguntas acerca de la técnica del pedaleo y su impacto en las variables biomecánicas en el rendimiento del ciclista. En la búsqueda de soluciones a algunas de estas preguntas, varios de los protocolos de evaluación biomecánica han utilizado el pedaleo. Basado en la cinemática, algunos modelos de análisis del

movimiento dos o tres dimensiones se han desarrollado para el propósito de explicar las características del movimiento cíclico realizado por las extremidades inferiores durante el pedaleo (Carpes & Dagnese, 2006; Fonda & Sarabon, 2012).

Las bicicletas se han convertido en un complejo debido a una mayor necesidad de reducir los costos de energía durante el pedaleo. Los cambios desde el caballo hasta las bicicletas modernas, tienen conducido a un gran número de componentes que se ajustan individualmente para acomodar a los ciclistas a diferentes dimensiones corporales. En paralelo, los perfiles de carreras se ha vuelto más complejos, y las bicicletas se utilizan ahora en las carreteras, pistas y otros tipos de superficies. Por otra parte, diferentes disciplinas en ciclismo de competición se han ampliado para incluir carretera, pista, bicicleta de montaña, BMX e incluso la fusión de bicicleta para correr y nadar en el triatlón. Para permitir un rendimiento óptimo en estos eventos de ciclismo, las bicicletas se han cambiado sustancialmente y ahora difieren en gran medida entre los disciplinas, incluyendo dimensiones y peso. En largas giras realizadas por carretera ciclistas, es posible observar los ciclistas usando bicicletas particulares para diferentes etapas, con el fin de acomodar mejor las diferencias en la duración y geografías de la carrera (Fonda & Sarabon, 2012).

7.16 Posición Aerodinámica del ciclismo.

El componente de la resistencia del aire, en el ciclismo es proporcional al cubo de la velocidad; en consecuencia, es el factor de costo de energía que primaria a altas velocidades. Esta resistencia aerodinámica >90% de la resistencia total del ciclista se encuentra a velocidades > 30 Km/hora y a velocidades > 50 Km/hora, la resistencia aerodinámica es la que puede determinar el rendimiento deportivo (“La Ciencia de Ciclismo cap1-1.pdf,” s.f.).

Los ciclistas en posición aerodinámica de conducción tienen una consecuencia importante para la velocidad y coste metabólico. La ventaja del área frontal reducida a una posición superior del cuerpo. Cuando se pedalea en posición aerodinámica se cambia el ángulo de la cadera en comparación con la posición erguida. Se reportó que el cambio de 11° en el ángulo de la cadera afectaba las respuestas cardiorrespiratorias. (W. Peveler, P. Bishop, M. Richardson, 2005).

7.17 Pedaleo

Para el pedaleo las fuerzas, torques, o potencia entregadas por el ciclista a los pedales pueden ser determinados utilizando pedales de fuerza o bielas con sensores. En el ciclismo, la eficiencia frecuentemente se infiere de manera indirecta a través de la relación entre la tasa de trabajo y el gasto calórico total. Se ha sugerido que una técnica de pedaleo mecánicamente más efectiva puede ser más eficiente (Tomas Korff, Lee M. Romer, Ian Mayhew, 2015). No está claro si la cadencia de pedaleo es un factor importante para el rendimiento en el ciclismo de ruta. Un rango de cadencias puede observarse en ciclistas con rendimiento similar durante cualquier etapa particular de una competencia de ciclismo (Aguado-Jimenez, 2014).

VIII. Presentación y discusión de los resultados

8.1 Análisis de los datos

Tabla 1. Análisis de varianza para evaluar el efecto de tres programas para medición de ángulos en un seguimiento cinemático de 3 articulaciones en fase de propulsión del pedaleo de 45° a 180°.

	<i>Programa</i>	<i>Medias</i>	<i>Articulación</i>	<i>Programa</i>	<i>Medias</i>
Tobillo 45	Kinovea	91,43a	Tobillo 135	Lucas Kanade	97,31a
	Lucas Kanade	91,45a		Kinovea	98,55a
	Image J	94,09a		Image J	99,62a
Rodilla 45	Kinovea	86,89a	Rodilla 135	Kinovea	131,54a
	Image J	87,58a		Image J	131,74a
	Lucas Kanade	87,6a		Lucas Kanade	133,29a
Cadera 45	Lucas Kanade	47,63a	Cadera 135	Image J	76,2a
	Image J	47,74a		Kinovea	77,78a
	Kinovea	48,73a		Lucas Kanade	77,79a
Tobillo 90	programa	94,95a	Tobillo 180	Kinovea	111,47a
	Kinovea	80,27a		Lucas	111,93a
	Lucas Kanade	89,75a		Image J	115,88a
Rodilla 90	Kinovea	74a	Rodilla 180	Kinovea	145,52a
	Lucas Kanade	105,86a		Image J	146,26a
	Image J	111,14a		Lucas Kanade	148,59a
Cadera 90	Kinovea	39,58a	Cadera 180	Image J	91,13a
	Lucas Kanade	58,54a		Kinovea	91,4a
	Image J	60,36a		Lucas Kanade	92,38a

Letras distintas sobre la columna indican efecto significativo de los programas evaluados sobre la medición angular según tukey ($p \leq 0,05$)

La tabla número 1. No muestra diferencias significativas en la articulación de tobillo a 45° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

La tabla número 1. No muestra diferencias significativas en la articulación de rodilla a 45° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

La tabla número 1. No muestra diferencias significativas en la articulación de cadera a 45° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

La tabla número 1. No muestra diferencias significativas en la articulación de tobillo a 90° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

La tabla número 1. No muestra diferencias significativas en la articulación de rodilla a 90° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

La tabla número 1. No muestra diferencias significativas en la articulación de cadera a 90° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

La tabla numero 1 no muestra diferencias significativas en la articulación de tobillo a 135° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

La tabla número 1 no muestra diferencias significativas en la articulación rodilla a 135° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

La tabla número 1 no muestra diferencias significativas en la articulación cadera a 135° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

La tabla numero 1 no muestra diferencias significativas en la articulación tobillo a 180° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

La tabla numero 1 no muestra diferencias significativas en la articulación rodilla a 180° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

La tabla numero 1 no muestra diferencias significativas en la articulación cadera a 180° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

Tabla 2. Análisis de varianza para evaluar el efecto de tres programas para medición de ángulos en un seguimiento cinemático de 3 articulaciones en fase de recobro del pedaleo de 225° a 360°.

<i>Articulación</i>	<i>Programa</i>	<i>Medias</i>	<i>Articulación</i>	<i>Programa</i>	<i>Medias</i>
<i>Tobillo 225</i>	Kinovea	108,57a	<i>Tobillo 315</i>	Kinovea	100,06a
	Lucas Kanade	110,19a		Lucas Kanade	100,5a
	Image J	114,2a		Image J	106,36ab
<i>Rodilla 225</i>	Image J	129,29a	<i>Rodilla 315</i>	Lucas Kanade	82a
	Kinovea	130,2a		Image J	83,31a
	Lucas Kanade	132,54a		Kinovea	84,69a
<i>Cadera 225</i>	Image J	87,33a	<i>Cadera 315</i>	Image J	62,58a
	Kinovea	90,08ab		Lucas Kanade	64a
	Lucas Kanade	90,42ab		Kinovea	65,76a
<i>Tobillo 270</i>	Kinovea	104,1a	<i>Tobillo 360</i>	Kinovea	94,22a
	Lucas Kanade	106,56ab		Lucas Kanade	95,16a
	Image J	110,88b		Image J	96,82a
<i>Rodilla 270</i>	Image J	101,93a	<i>Rodilla 360</i>	Lucas Kanade	75,14a
	Lucas Kanade	104,33a		Kinovea	76,74a
	Kinovea	105,19a		Image J	76,91a
<i>Cadera 270</i>	Image J	76,55a	<i>Cadera 360</i>	Image J	49,19a
	Lucas Kanade	79,76b		Lucas Kanade	49,45ab
	Kinovea	80,37b		Kinovea	52,03b

Letras distintas sobre la columna indican efecto significativo de los programas evaluados sobre la medición angular según tukey ($p \leq 0,05$)

La tabla número 2. No muestra diferencias significativas en la articulación de tobillo a 225° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

La tabla número 2. No muestra diferencias significativas en la articulación de rodilla a 225° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

La tabla número 2. Muestra diferencias significativas en la articulación de cadera a 225° con el programa Image J.

La tabla número 2. Muestra diferencias significativas en la articulación de cadera a 270° con el programa Kinovea e Image J.

La tabla número 2. No muestra diferencias significativas en la articulación rodilla a 270° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

La tabla número 2. Muestra diferencias significativas en la articulación de cadera a 270° con el programa Image J.

La tabla número 2. Muestra diferencias significativas en la articulación de tobillo a 315° con el programa Lucas Kanade.

La tabla número 2. No muestra diferencias significativas en la articulación de rodilla a 315° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

La tabla número 2. No muestra diferencias significativas en la articulación cadera a 315° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

La tabla número 2. No muestra diferencias significativas en la articulación de tobillo a 360° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

La tabla número 2. No muestra diferencias significativas en la articulación rodilla a 360° con el programa Lucas Kanade, Kinovea e Image J.

La tabla número 2. Muestra diferencias significativas en la articulación de cadera a 360° con el programa Kinovea e Image J.

8.2 Resultados

Para finalidades de este estudio en la medición de ángulos en 45° , 90° , 135° , 180° , 225° , 270° , 315° y 360° del ciclo del pedaleo, para las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera el programa que obtuvo mayores similitudes con el programa más utilizado Image J es el algoritmo Lucas Kanade. Obteniendo 14 ángulos de similitud a Image J, y por el contrario el programa Kinovea obtuvo 9 similitudes con Image J. Cabe destacar que la mayor diferencia angular fluctuó entre los 6° promedio.

Los resultados entregados, mostraron diferencias significativas en 5 puntos del pedaleo, siendo estos cadera en 225° , tobillo en 270° , cadera en 270° , tobillo en 315° y cadera en 360° . La articulación de cadera fue la que mostró una mayor incidencia al error de los programas, afectando los ángulos de 225° , 270° y 360° . Para los ángulos de 225° y 270° , los programas Kinovea y algoritmo Lucas Kanade, obtuvieron resultados similares entre sí, pero a la comparación con Image J, estos resultaron obtuvieron una diferencia significativa. En 360° del pedaleo, el algoritmo Lucas Kanade obtuvo buenos resultados para la comparación entre Image J y Kinovea, dejando este último lejos de los resultados del programa más utilizado, Image J.

En la articulación de tobillo, los puntos afectados fueron en 270° y 315° del ciclo del pedaleo. Dejando al algoritmo Lucas Kanade, con resultados similares a Image J en estos dos puntos. En 270° , el algoritmo Lucas Kanade obtuvo buenos resultados comparación entre Image J y Kinovea, dejando este último lejos de los resultados del programa más utilizado Image J. Para los 315° del ciclo del pedaleo los resultados de Kinovea y el algoritmo Lucas Kanade obtuvieron resultados similares entre sí, dejando diferencias significativas con el programa Image J.

La articulación de rodilla no mostró diferencias significativas en ninguno de los tres programas utilizados.

8.3 Análisis de los resultados

Los ángulos entregados por los programas Kinovea, Image J y Algoritmo Lucas Kanade (Matlab) para las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera, en 8 puntos del pedaleo separándolo en ángulos de 45°, 90°, 135°, 180°, 225°, 270°, 315° y 360°.

Para el ángulo de 45° de tobillo no se encontraron diferencias significativas entre los programas, sin embargo en la comparación de datos Lucas Kanade es el que más se asemeja al programa Image J. En el ángulo de rodilla no se encontraron diferencias significativas entre los programas, pero en la comparación de datos Lucas Kanade es el que más se asemeja al programa Image J. Para la articulación de cadera no se encontraron diferencias significativas entre los programas pero en la comparación de datos Lucas Kanade es el que más se asemeja a Image J.

Para el ángulo de 90° de tobillo no se encontraron diferencias significativas entre los programas, sin embargo en la comparación de datos Lucas Kanade es el que más se asemeja al programa Image J. En el ángulo de rodilla tampoco se encontraron diferencias significativas entre los programas, pero en la comparación de datos Lucas Kanade es el que más se asemeja al programa Image J. Para la articulación de cadera no se encontraron diferencias significativas entre los programas pero en la comparación de datos Lucas Kanade es el que más se asemeja a Image J.

Para el ángulo de 135°, en la articulación de tobillo no se encontraron diferencias significativas entre los programas, pero en la comparación de datos, Kinovea fue el programa que logro una mayor similitud a Image J. En la articulación de rodilla, tampoco se encontraron diferencias significativas, pero en la comparación de programas nuevamente Kinovea fue el programa que más asemejo sus datos a Image J. Para la articulación de cadera los datos no arrojaron una diferencia significativa entre los programas, pero no obstante cabe destacar que los programas con la mayor similitud fueron Kinovea y Lucas Kanade, siendo Kinovea quien se asemeja más a Image J.

En los 180° la articulación de tobillo no tuvo diferencias significativas, pero los programas con los resultados más similares fueron Kinovea y Lucas Kanade, siendo este último quien se asemeja más a Image J. Para la articulación de rodilla tampoco se encontraron diferencias significativas, pero ambos programas lograron la similitud a los datos arrojados por Image J. En la articulación de cadera tampoco se encontraron

diferencias significativas, siendo Kinovea el programa que logra la mayor semejanza a Image J.

Para el ángulo de 225° en la articulación de tobillo, no se encontraron diferencias significativas entre los programas, pero en la comparación de datos Kinovea fue el programa que logro una mayor similitud con Image J. En la articulación de rodilla a 225° tampoco se encontraron diferencias significativas, pero en la comparación de programas nuevamente Kinovea fue el programa que más asemejo sus datos a Image J. Para la articulación de cadera a 225° se encontraron diferencias significativas entre los programas, Image J con Lucas Kanade y Kinovea, cabe destacar que entre Lucas Kanade y Kinovea no se encontraron diferencias significativas entre ellos.

Para el ángulo de 270° de tobillo se encontraron diferencias significativas entre los programa, en donde el programa Kinovea no se asemejan a Image J, pero si se asemeja a Lucas Kanade. Lucas Kanade se asemeja a Image J pero no a Kinovea. En la articulación de rodilla a 270° no se encontraron diferencias significativas entre los programas, sin embargo, en la comparación de datos Lucas Kanade es el que más se asemeja a Image j. En la articulación de cadera se encontraron diferencias significativas en donde el programa Kinovea y Lucas Kanade no se asemejan a Image J, sin embargo, hay semejanza entre ellos dos.

Para el ángulo de 315° de tobillo no se encontraron diferencias significativas entre los programas, sin embargo Kinovea y Lucas Kanade se asemejan entre sí, alejándose de Image J. para la articulación de rodilla no se encontraron diferencias significativas entre los programas, sin embargo, en la comparación de datos, Kinovea es el programa que más se asemeja a Image J. Para la articulación de cadera no se encontraron diferencias significativas, pero en la comparación de datos Lucas Kanade es el programa que más se asemeja a Image J.

Para el ángulo de 360° de tobillo no se encontraron diferencias significativas entre los programas, pero en la comparación de datos Lucas Kanade es el que más se asemeja a Image J. Para el ángulo de la articulación de rodilla no se encontraron diferencias significativas, sin embargo en la comparación de datos Kinovea es el programa que más se asemeja a Image J. En la articulación de cadera se encontraron diferencias significativas, en donde Lucas Kanade se asemeja a Kinovea y Image J, dejando estos dos con diferencias significativas entre sí.

8.4 Discusión

El avance de la tecnología incorporo nuevas herramientas y abrió paso a nuevas metodologías de análisis cinemáticos del movimiento, el uso de estas técnicas de fotografía y video, han sido de gran utilidad para diversos estudios, ya sea con fines clínicos como deportivos. Martínez, Carrillo, (2009) Sugirió de esta manera que el análisis cinemático se ha transformado en una herramienta fundamental en medicina de rehabilitación, facilitando el diagnóstico, tratamiento, seguimiento e implementación de métodos de rehabilitación en patologías asociadas con el movimiento.

Debido a que el análisis cinemático del movimiento humano se ha utilizado como método de evaluación de forma cuantitativa, que por medio de la interpretación de los resultados nos otorgaran los valores necesarios para inferir en una posible intervención, en el sujeto, ya sea para mejorar un gesto funcional que pueden ir desde la marcha de un ser humano hasta el lanzamiento de un pitcher de baseball (Ariel, Finch, & Penny, s.f, Lima, Carvalho, Barros, & Tudella, 2008).

Según Frutos, (2014) los programas de análisis del movimiento permiten estudiar la técnica deportiva a nivel cualitativo y cuantitativo. El análisis cualitativo describe el movimiento sin la ayuda de valores numéricos. Este tipo de análisis describe el movimiento a partir de si se cumplen una serie de criterios de ejecución del movimiento. El análisis cuantitativo describe el movimiento con la ayuda de valores numéricos. Este tipo de análisis aporta un valor específico y concreto sobre un aspecto de la ejecución del deportista. Ambos tipos de análisis tienen ventajas e inconvenientes, por ello lo ideal es combinar ambos métodos al analizar a los atletas.

El Hallazgo principal de este estudio fue que en la comparación de los programas, cada uno de ellos demostró tener precisión y fiabilidad para realizar el seguimiento cinemático bi-dimensional, que nos ayudará a comprender los movimientos desarrollados del ser humano de una mejor forma. Según Naveros, Ralli, & Ros (s.f) uno de los retos más importantes en la visión por computador es la extracción automática de la información del movimiento entre secuencias de imágenes de forma rápida y precisa.

De esta manera el análisis cinemático se ha transformado en una herramienta fundamental en medicina de rehabilitación, facilitando el diagnóstico, tratamiento, seguimiento e implementación de métodos de rehabilitación en patologías asociadas con el movimiento (Martínez, Carrillo, F., 2009).

Hoy en día existen una gran variedad de programas que cumplen la función de realizar el análisis cinemático del movimiento, pero esta gran variedad de programas presentan inconvenientes debido a sus altos costos económicos y que requieren un gran conocimiento tecnológico. En cambio los programas gratuitos son muy pocos los que cuentan con la confiabilidad para realizar un estudio. Según A. Braidot, L. Cian, A. Cherniz, D. Gallardo y J. Spinetto. (2001) existe una gran variedad de empresas que han desarrollado y puesto en el mercado sistemas que utilizan la técnica de la videografía digital, pero sus costos muchas veces los hacen inalcanzables, ya que rondan los \$ 250.000 dólares.

Es necesario ser preciso cuando se pretende realizar un análisis de movimiento, ya que es importante contar con una herramienta confiable, de bajo costo y efectiva. Existen herramientas gratuitas, sin embargo, estos programas permiten el registro de las curvas cinemáticas, pero el proceso de detección de los marcadores es sumamente lento y engorroso (A. Braidot, L. Cian, A. Cherniz, D. Gallardo y J. Spinetto. 2001). Sin embargo los programas Image J y Kinovea han demostrado su utilidad para el seguimiento cinemático bi-dimensional, pero su operatividad ha causado varios problemas al realizar el seguimiento. Esto es debido que al ser 100% humano dependiente el programa, genera que el tiempo de trabajo aumente considerablemente, para poder contar con la precisión y fiabilidad necesaria en el estudio.

Pero Image J y Kinovea tienen cualidades que los destacan en el seguimiento o tracking, siendo así que Image J puede mejorar imágenes que a menudo parecen menos clara y detallada para nuestros ojos, que lo que se observa en un video. Estas diferencias son debidas ya que el cerebro usa la persistencia de la visión y nuestra expectativa para seguir movimientos, cuadro a cuadro, dando como resultado una imagen integrada que a menudo parece más detallada de lo que podemos hacer en cualquier marco separado (Zamani, Tousley, & Kane, 2011). En cambio Kinovea se puede utilizar deportivamente para analizar cualquier deporte como fútbol, gimnasia rítmica, bailes de salón, entre otros. Es decir, toda situación en la que esté presente la coordinación, el ritmo y el movimiento puede ser objeto de análisis y mejora (Tutorial de Kinovea. s.f).

Al igual que los otros dos programas el algoritmo Lucas Kanade demostró precisión y confiabilidad en el seguimiento cinemático bi-dimensional, pero su automatismo, ha logrado resaltar ante los otros programas, funcionando adecuadamente en esta situación. Este programa ha estado expuesto a modificaciones las cuales se aprovechan de las limitaciones estructurales de objetos mediante la realización de seguimiento basado en la plantilla. Este algoritmo sufrió modificaciones, mejorando cada vez más, ya que el proceso de seguimiento se veía afectado por muchos factores, como la deformación del

objeto en cual se realizaba el seguimiento, el entorno, iluminación, oclusión parcial o total del objetivo (Schreiber, 2007).

De esta forma podemos mencionar que estos 3 programas gratuitos son de utilidad, en el análisis cinemático del movimiento, generando y ampliando las alternativas, válidas para posibles nuevos estudios.

IX. Conclusiones

La presente tesis de grado mostró que los 3 programas evaluados y comparados tienen similitudes en cuanto a precisión y fiabilidad. Siendo las diferencias entre los 3 programas no significativa como para descartar el uso de cualquiera de estos programas.

Así mismo, se determinó que el algoritmo Lucas Kanade es efectivo en el seguimiento en 2D ya que los resultados de la investigación indican que cuenta con la precisión y fiabilidad que tienen tanto el programa Kinovea e Image J, este último siendo el programa altamente utilizado hoy en día por la ciencia, así también como la biomecánica, por ende al ser similar con este último se determina que es factible en el seguimiento a través de la cinemática angular del movimiento humano, sin embargo Lucas Kanade cuenta con una ventaja al no necesitar dependencia humana en el seguimiento en bi-dimensional, ya que el seguimiento con Kinovea e Image J, para que sea preciso y cuenten con la fiabilidad necesaria se debe realizar fotograma por fotograma, pudiendo así demorarse hasta 2 o más minutos, por fotograma por ende este procedimiento suele hacer más engorroso este seguimiento.

Los resultados entregados mediante la investigación demostraron similitudes para ambos programas con el programa más utilizado hoy en día Image J, demostrando su precisión y confiabilidad, aunque es importante también mencionar sus diferencias en su operatividad, aclarando que el algoritmo Lucas Kanade, utilizado en Matlab, es un programa sin dependencia humana al realizar el seguimiento, tiene una mayor complejidad que el resto ya que requiere un mayor dominio computacional, al contrario que Kinovea que es un programa más simple en su utilización, ya que desde un estudiante a un profesional pueden utilizarlo, pero se hace más engorroso en el procesamiento de los datos debido a que requiere una mayor dependencia humana al momento del seguimiento. En el programa Image J, es necesaria la instalación de un plugin para poder realizar el seguimiento y a la vez hay que contar con un equipo computacional adecuado, ya que el programa Image J en un computador que no tenga los programas necesarios como Java, Quick Time, no funciona correctamente. Al tener los programas y actualizaciones necesarias Image J no presenta mayor complejidad luego de eso.

Es importante resaltar la tendencia del Algoritmo Lucas Kanade, a la similitud de resultados con Image J, el cual es el programa gratuito con la mayoría de estudios hoy en

día y por ende esta similitud abre las puertas a una gran variedad de herramientas tanto gratuitas como pagadas, para los estudios científicos.

X. Bibliografía

- Abràmoff, M. D., Magalhães, P. J., & Ram, S. J. (2004). Image processing with imageJ. *Biophotonics International*, 11(7), 36–41. <http://doi.org/10.1117/1.3589100>
- Ariel, G., Finch, A., & Penny, A. (n.d.). MOVEMENT ANALYSIS CAN BE APPLIED TO : Athletics.
- Ariel, G., & Ph, D. (2004). Biomechanical Analysis of the Shot-Put Event at the 2004 Athens Olympic Games.
- Carpes, F., & Dagnese, F. (2006). Características cinemáticas da pedalada em ciclistas competitivos de diferentes modalidades. *Rev Port Cien Desp*, 6(1), 7–14. Retrieved from http://www.scielo.oces.mctes.pt/scielo.php?pid=S1645-05232006000100002&script=sci_arttext
- Cordelières, F. P. (n.d.). Manual Tracking.
- Cusack, R., Vicente-Grabovetsky, A., Mitchell, D. J., Wild, C. J., Auer, T., Linke, A. C., & Peelle, J. E. (2015). Automatic analysis (aa): efficient neuroimaging workflows and parallel processing using Matlab and XML. *Frontiers in Neuroinformatics*, 8(January), 1–13. <http://doi.org/10.3389/fninf.2014.00090>
- Fan, B., Du, Y., Zhu, L., Sun, J., & Tang, Y. (2011). A robust template tracking algorithm with weighted active drift correction. *Pattern Recognition Letters*, 32(9), 1317–1327. <http://doi.org/10.1016/j.patrec.2011.03.010>
- Finch, A., Ariel, G., Brond, J., Penny, A., & Wise, J. (n.d.). BIOMECHANICAL SPORT ANALYSIS THROUGH.
- Frutos, J. B. (2014). El uso de la videografía y software de análisis del movimiento para el estudio de la técnica deportiva, 1–10.
- García, J., Rodríguez, J., & Vidal, J. (2005). Aprende Matlab 7.0 como si estuviera en primero. *Universidad Politécnica de Madrid, España*, 136. Retrieved from <http://scholar.google.com/scholar?hl=en&btnG=Search&q=intitle:Aprenda+Matlab+7+.+0+como+si+estuviera+en+primero#0>
- Gomez, J. A., Kai, H., & Barton, P. I. (2014). DFBAlab : a fast and reliable MATLAB code for dynamic flux balance analysis, 1–10.
- ImageJ. (2003). ImageJ User Guide. *IJ 1.46r*, 187. <http://doi.org/10.1038/nmeth.2019>

- Inglis, M., & Mejía Ramos, J. P. (2005). La Fuerza De La Aserción Y El Poder Persuasivo En La Argumentación En Matemáticas, (1998), 328–353.
- Lima, C., Carvalho, R., Barros, R., & Tudella, E. (2008). Dois métodos diferentes para análise cinemática dos movimentos de cabeça durante a coordenação viso-cefálica de lactentes. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 12(5), 425–431. <http://doi.org/10.1590/S1413-35552008000500013>
- Lucey, S., Navarathna, R., & Member, S. (2013). Fourier Lucas-Kanade Algorithm, 35(6), 1383–1396.
- Manuscript, A. (2012). NIH Public Access. *Changes*, 29(6), 997–1003. <http://doi.org/10.1016/j.biotechadv.2011.08.021>.Secreted
- Martínez, F., Mecatronico, I., Gómez, F., Sistemas, I. De, Romero, E., Ph, D., & Biomédicas, C. (2009). Análisis de vídeo para estimación del movimiento humano : una revisión, 17(1), 95–106.
- Padulo, J., Vando, S., Chamari, K., Chaouachi, A., Bagno, D., & Pizzolato, F. (2015). Validity of the MarkWiiR for kinematic analysis during walking and running gaits. *Biology of Sport*, 32(1), 53–58. <http://doi.org/10.5604/20831862.1127282>
- Passoni, S., Pires, L. F., & Cooper, M. (2014). Study Soil Pore Distribution, 122–128.
- Pers, J., Bon, M., Kovacic, S., Sibila, M., & Dezman, B. (2002). Observation and analysis of large-scale human motion. *Human Movement Science*, 21(2), 295–311.
- Quintanilla, M., Izquierdo Aymerich, M. M., & Series Quintanilla, M. (2006). Didactología, formación docente e investigación educativa.
- Ramírez, J., & Inestrosa, P. De. (n.d.). Tutorial de.
- Schmitz, A., Ye, M., Shapiro, R., Yang, R., & Noehren, B. (2014). Accuracy and repeatability of joint angles measured using a single camera markerless motion capture system. *Journal of Biomechanics*, 47(2), 587–591. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.11.031>
- Schreiber, D. (2008). Generalizing the Lucas-Kanade algorithm for histogram-based tracking. *Pattern Recognition Letters*, 29(7), 852–861. <http://doi.org/10.1016/j.patrec.2007.12.014>
- The quest for quantitative microscopy. (2012). *Nature Methods*, 9(7), 627–627. <http://doi.org/10.1038/nmeth.2102>
- Valenciano, D. S. (n.d.). Análisis del software ImageJ para el análisis científico de imágenes.

- Wang, H. E., BÃ©nar, C. G., Quilichini, P. P., Friston, K. J., Jirsa, V. K., & Bernard, C. (2014). A systematic framework for functional connectivity measures. *Frontiers in Neuroscience*, 8(December), 1–22. <http://doi.org/10.3389/fnins.2014.00405>
- Abràmoff, M. D., Magalhães, P. J., & Ram, S. J. (2004). Image processing with imageJ. *Biophotonics International*, 11(7), 36–41. <http://doi.org/10.1117/1.3589100>
- Collins, T. . (2007). ImageJ for microscopy. *Biotechniques*, 43 (1), 25-30. *Biotechniques*, 43(1), 25–30. <http://doi.org/10.2144/000112505>
- Valenciano, D. S. (n.d.). Análisis del software ImageJ para el análisis científico de imágenes.
- Zamani, M., Tousley, M. E., & Kane, S. A. (2011). Tracking Multiple Objects Using ImageJ with tracking plugins, 1–26.
- Baker, S., & Matthews, I. (2004a). Lucas-Kanade 20 Years On : A Unifying Framework Part 1 : The Quantity Approximated , the Warp Update Rule , and the Gradient Descent Approximation. *International Journal of Computer Vision*, 56(3), 221–255. <http://doi.org/10.1023/B:VISI.0000011205.11775.fd>
- Baker, S., & Matthews, I. (2004b). Lucas-Kanade 20 years on: A unifying framework. *International Journal of Computer Vision*, 56(3), 221–255. <http://doi.org/10.1023/B:VISI.0000011205.11775.fd>
- Schreiber, D. (2007). Robust template tracking with drift correction. *Pattern Recognition Letters*, 28(12), 1483–1491. <http://doi.org/10.1016/j.patrec.2007.03.007>
- Rodríguez, I. G. (2000). Departamento de Fisiología INDIVIDUAL DEL LANZAMIENTO DE PESO.
- Aguado-Jimenez, R. M.-R. (2014). Rendimiento a cadencia de pedaleo elevadas en ciclistas altamente entrenados. G-SE Publice Premium.
- Naveros, F., Ralli, J., & Ros, E. (n.d.). Flujo óptico variacional en plataformas paralelas GPU.
- Rica, D. C. (2012). Diseño de un estimador de movimiento en secuencias de imágenes.
- Tomas Korff, Lee M. Romer, Ian Mayhew, J. C. M. (2015). Efectos de la tecnica de pedaleo sobre la efectividad mecanica y la eficiencia en ciclistas. G-SE Publice Premium.
- W. Peveler, P. Bishop, M. Richardson, J. S. (2005). Efectos del entrenamiento en posicion aerodinamica sobre la economia metabolica. G-SE Publice Premium.

- Trigonometría del triángulo rectángulo (s.f). Recuperado el día 23 de junio de 2015, desde www.math.kendallhunt.com/documents/daa2/cls/daa2cls_011_12.pdf
- El Teorema de pitagoras (s.f). Recuperad el día 23 de junio de 2015, desde www.math.kendallhunt.com/documents/dg4/condensedlessons/dg4_cls_906_09.pdf
- Teorema de pitagoras (s.f). Recuperado el día 21 de junio de 2015, desde www.www.sectormatematica.cl/basica/santillana/teorema_pitagoras.pdf
- Gustavo Ramon S. (s.f). Cinemática lineal y rotatoria. Recuperado el día 21 de junio de 2015, desde www.viref.udea.edu.co/contenido/menu_alterno/apuntes/ac10-cinematica.pdf
- Ricardo Muñoz M. (2001).Apuntes de mecánica. Recuperado el 25 de junio de 2015, desde www.intranet.dgf.uchile.cl/~rmunoz/docs/apuntesFI2001rmm201002.pdf
- Cinemática (s.f). Recuperado el 25 de junio de 2015, desde www.descom.jmc.utfsm.cl/ccontreras/capitulo2.pdf
- Sistemas de coordenadas y Sistemas de referencia (s.f). Recuperado el 25 de junio de 2015, desde www.ocw.upm.es/ingenieríaagroforestal/...y.../Anejo1sistemasreferencia.pdf
- Sistema de coordenadas cartesianas (s.f). Recuperado el 25 de junio de 2015, desde www.dcb.fi-c.unam.mx/CoordinacionesAcademicas/Matematicas/.../simetria.pdf
- Carlos Coros Villca, A, (s.f). Biomecánica y Marcadores de Estrés Músculo-esqueléticos:
- Análisis Cinemático del lanzamiento con Estófica. Memoria. Universidad de Chile, Santiago de Chile
- Martínez, F., Mecatronic, I., Gómez, F., Sistemas, I. De, Romero, E., Ph, D., & Biomédicas, C. (2009). Análisis de vídeo para estimación del movimiento humano : una revisión, 17(1), 95–106.
- Lima, C., Carvalho, R., Barros, R., & Tudella, E. (2008). Dois métodos diferentes para análise cinemática dos movimentos de cabeça durante a coordenação viso-cefálica de lactentes. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 12(5), 425–431. <http://doi.org/10.1590/S1413-35552008000500013>
- Frutos, J. B. (2014). El uso de la videografía y software de análisis del movimiento para el estudio de la técnica deportiva, 1–10.

- Carpes, F., & Dagnese, F. (2006). Características cinemáticas da pedalada en ciclistas competitivos de diferentes modalidades. *Rev Port Cien Desp*, 6(1), 7–14. Retrieved from http://www.scielo.oces.mctes.pt/scielo.php?pid=S1645-05232006000100002&script=sci_arttex
- Lcdo. Julio Alfonso Mocha Bonilla. (2012). El uso del Kinovea (software de video análisis del movimiento) como herramienta para el desarrollo de los fundamentos técnicos individuales de los basquetbolistas juveniles del club Importadora Alvarado. Previa a la obtención del Grado Académico de Magíster en Cultura Física y Entrenamiento Deportivo. Universidad Técnica de Ambato, Ambato, Ecuador
- Nacho Azcona (2012). Kinovea: software libre para analizar entrenamientos. Recuperado el 26 de junio de 2015, desde URL: [www.http://sportics.es/kinovea-software-libre-para-analizar-entrenamientos/](http://www.sportics.es/kinovea-software-libre-para-analizar-entrenamientos/)
- LCFYD. Alicia Onaqui Montaña Valencia. (s.f). Propuesta de innovacion en el entrenamiento de esgrima usando las TIC: Analisis de videos mediante la herramienta Kinovea. Recuperado el día 26 de junio de 2015.
- Yesica Moreno, Rodrigo Argothy, Carlos Collazos. (s.f). Tutorial Kinovea. Recuperado el día 28 de junio de 2015 desde URL: www.fisicacollazos.260mb.com/archivos/Tutorial%20Kinovea.pdf

Libro:

- Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. (2009). Basic Terminology
En Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. *Biomechanical Basis of Human Movement* (3rd. Edition.) (Pp.4-5 -6-7- 9-12-13-14-16-17). Lippincott Williams & Wilkins
- Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. (2009). Angular Kinematics
En Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. *Biomechanical Basis of Human Movement* (3rd. Edition.) (pp.338-339-340-342-343-345-346-347-348). Lippincott Williams & Wilkins
- Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. (2009). Linear Kinematics

En Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. Biomechanical Basis of Human Movement
(3rd. Edition.) (pp.302-305-308-309-310-311). Lippincott Williams & Wilkins

Ilustraciones:

Imagen 1: cita: (Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.5)

Bibliografía: Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. (2009). Basic Terminology

En Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. Biomechanical Basis of Human Movement
(3rd. Edition.) (p.5). Lippincott Williams & Wilkins

Imagen 2: cita: (Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p 338)

Bibliografía Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. (2009). Basic Terminology

En Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. Biomechanical Basis of Human Movement
(3rd. Edition.) (p338). Lippincott Williams & Wilkins

Imagen 3: cita: (Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.7)

Bibliografía: Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. (2009). Basic Terminology

En Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. Biomechanical Basis of Human Movement
(3rd. Edition.) (p.7). Lippincott Williams & Wilkins

Imagen 4: cita: (Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.339)

Bibliografía: Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. (2009). Basic Terminology

En Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. Biomechanical Basis of Human Movement
(3rd. Edition.) (p.339). Lippincott Williams & Wilkins

Imagen 5: cita : (Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.339)

Bibliografía: Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. (2009). Basic Terminology

En Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. Biomechanical Basis of Human Movement
(3rd. Edition.) (p.339). Lippincott Williams & Wilkins

Imagen 6: cita: (Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.340)

Bibliografía: Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. (2009). Basic Terminology

En Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. Biomechanical Basis of Human Movement
(3rd. Edition.) (p.340). Lippincott Williams & Wilkins

Imagen 7: cita: (Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.341)

Bibliografía: Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. (2009). Basic Terminology

En Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. Biomechanical Basis of Human Movement (3rd. Edition.) (p.341). Lippincott Williams & Wilkins

Imagen 8: cita: (Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.342)

Bibliografía: Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. (2009). Basic Terminology

En Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. Biomechanical Basis of Human Movement (3rd. Edition.) (p.342). Lippincott Williams & Wilkins

imagen9. .cita : (Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.343)

Bibliografía: Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. (2009). Basic Terminology

En Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. Biomechanical Basis of Human Movement (3rd. Edition.) (p.343). Lippincott Williams & Wilkins

Imagen 10: cita: Trigonometría del triángulo rectángulo (s.f)

Bibliografía: Trigonometría del triángulo rectángulo (s.f). Recuperado el día 23 de junio de 2015, desde www.math.kendallhunt.com/documents/daa2/cls/daa2cls_011_12.pdf

Imagen 11: cita: (El Teorema de pitagoras (s.f))

Bibliografía: El Teorema de pitagoras (s.f). Recuperad el día 23 de junio de 2015, desde www.math.kendallhunt.com/documents/dg4/condensedlessons/dg4_cls_906_09.pdf

Imagen 12: cita: Teorema de pitagoras (s.f)

Bibliografía: Teorema de pitagoras (s.f). Recuperado el día 21 de junio de 2015, desde www.www.sectormatematica.cl/basica/santillana/teorema_pitagoras.pdf

Imagen 13: cita: (Hamill, (Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.347)

Bibliografía: Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. (2009). Basic Terminology

En Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. Biomechanical Basis of Human Movement (3rd. Edition.) (p.347). Lippincott Williams & Wilkins

Imagen 14: (Hamill, (Joseph; Knutzen, Kathleen M. 2009, p.347)

Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. (2009). Basic Terminology

En Hamill, Joseph; Knutzen, Kathleen M. Biomechanical Basis of Human Movement (3rd. Edition.) (p.347). Lippincott Williams & Wilkins