



ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL



FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

APLICACIÓN DE LA CINEMÁTICA ARTICULAR A LA VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA RODILLA

TRABAJO DE TITULACIÓN PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO
DE MAGISTER EN MECATRÓNICA Y ROBÓTICA

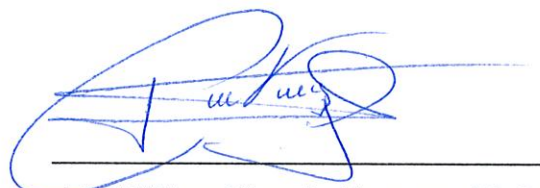
SANTIAGO FERNANDO SUÁREZ LOPÉZ
santiago.suarez@epn.edu.ec

DIRECTOR:
Ing. WILLIAM RICARDO VENGAS TORO, Ph.D.
willian.venegas@epn.edu.ec

Quito, septiembre 2023

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por **SUÁREZ LÓPEZ SANTIAGO FERNANDO**, bajo mi supervisión.

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'W. Venegas', is written over a horizontal line.

Ing. William Ricardo Venegas, Ph.D.

DIRECTOR

DECLARACIÓN

Yo, **Santiago Fernando Suárez López**, declaro que el trabajo aquí descrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

La Escuela Politécnica Nacional, puede hacer uso de los derechos correspondientes a este trabajo, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su Reglamento y por la normatividad institucional vigente.

Santiago Fernando Suárez López

A handwritten signature in blue ink, consisting of several loops and a long horizontal stroke at the bottom, positioned to the right of the printed name.

DEDICATORIA

Estoy infinitamente agradecido con mi padre celestial **Jesús** por haber permitido vivir esta etapa académica. Él puso en mi camino a personas sabias que me guiaron en este trabajo, además, me dio sabiduría y entendimiento para encontrar la información que sirvió de base para este proyecto.

Esta obra está dedicada a mi familia, mi esposa Wendy, y mis hijos, Alejandro y Juan David. Ellos fueron y serán esa energía invisible que me alienta a cumplir los anhelos de mi corazón.

Mis padres, Juan y Teresa, de los cuales me llevo dos valores realmente importantes perseverancia y esfuerzo. Por más oscura que sea la noche, siempre existirá un amanecer.

A mi segunda madre, mi tía Hilda, ella siempre ha sido una luz en mi camino.

Mis hermanos, Susana, Gladys, Mónica, Juan, Sonia, Lourdes, y Andrés ellos siempre han estado conmigo de forma incondicional.

Mis sobrinos, Ricardo, Sebastián, Tamara, Lisseth, Jessica, y Elena los quiero todo mi ser.

Finalmente, mi segunda familia José, Susana, José Luis, Walter y Carolina, muchas gracias por todo el cariño y ayuda que siempre me han brindado.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero agradecer a mi universidad, la Poli, por haberme permitido vivir esta experiencia tan agradable y gratificante.

A todos los profesores que llegue a conocer dentro del programa académico. Los conocimientos y experiencias compartidos han servido de mucho en mi crecimiento personal y profesional.

A mi director, William Venegas, el cual fue una pieza fundamental en el desarrollo del proyecto. Le agradezco mucho por haberme compartido sus conocimientos, además, de guiarme en todo el transcurso de esta travesía.

Patricio Fuentes, siempre fue una ayuda incondicional en el laboratorio.

Un agradecimiento especial a todos los voluntarios que participaron en este proyecto de investigación Estefany, Isabela, Carolina, Josué, Sebastián, Richard, Andrés, Ronal, Elvis, Felipe, Sonia, Mónica, Wendy, Alexita, Cristhian, Paul, Tamara, y Alan.

ÍNDICE

CERTIFICACIÓN	i
DECLARACIÓN	ii
DEDICATORIA	iii
AGRADECIMIENTOS	iv
ÍNDICE DE FIGURAS	viii
INDICE DE TABLAS	xii
RESUMEN	xiii
ABSTRACT	xiv
INTRODUCCIÓN	1
Objetivo general	3
Objetivos específicos	3
1 MARCO TEORICO	5
1.1 ESTUDIO BIOMECÁNICO	5
1.1.1 INTRODUCCIÓN FISIOLÓGICA	5
1.1.2 ANATOMÍA	5
1.1.3 MOVIMIENTOS	13
1.2 PATOLOGÍAS DE LA RODILLA	20
1.2.1 TRAUMATISMOS	20
1.2.2 SINDROME FEMOROPATERAL (SFP)	23
1.2.3 OSTEOARTRITIS DE RODILLA	24
1.2.4 TENDINOPATÍA DEL TENDÓN ROTULIANO	25
1.2.5 ARTRITIS REUMATOIDE DE RODILLA	26
1.2.6 OSTEOCONDritis DISECANTE DE RODILLA	27
1.2.7 IMPACTO ECONÓMICO Y SOCIAL	28
1.3 TÉCNICAS DE VALORACIÓN	29
1.3.1 VALORACIÓN DE LAS ESTRUCTURAS CORPORALES	29
1.3.2 VALORACIÓN DE LAS FUNCIONES CORPORALES	35
1.3.3 VALORACIÓN DE LAS ACTIVIDADES	39
1.4 MODELOS CINEMÁTICOS	48
1.4.1 MODELO ARTICULAR O ESQUELETICO	48

1.4.2	CINEMÁTICA DE LA POSICIÓN	54
1.4.3	COMPOSICIÓN DE MOVIMIENTOS.....	70
2	METODOLOGÍA	78
2.1	MODELO TEÓRICO	80
2.2	DISEÑO EXPERIMENTAL.....	86
2.2.1	GESTO FUNCIONAL	86
2.2.2	SELECCIÓN DE LA MUESTRA DE ESTUDIO.....	88
2.2.3	ASPECTOS ÉTICOS.....	89
2.3	INSTRUMENTOS	89
2.3.1	MARCADORES REFLECTANTES	89
2.3.2	SISTEMA DE FOTOGRAMETRÍA.....	91
2.3.3	BICICLETA ESTÁTICA.....	91
2.3.4	INSTRUMENTOS COMPLEMENTARIOS	92
2.4	PROTOCOLO DE PRUEBAS	92
2.4.1	PREVIO AL EXPERIMENTO.....	93
2.4.2	INSTRUMENTACIÓN DEL SUJETO	94
2.4.3	ETAPA DE EXPERIMENTACIÓN.....	97
2.4.4	PROCESAMIENTO DE DATOS	100
2.4.5	ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	104
2.4.6	APLICACIÓN DEL MODELO Y PROGRAMACIÓN	105
3	RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	112
3.1	DESCRIPCIÓN DE LOS PARTICIPANTES	112
3.2	PATRONES CINEMÁTICOS.....	113
3.2.1	PATRONES CINEMÁTICOS FUNCIONALES	113
3.2.2	VARIABLES NUMÉRICAS	124
3.3	EFFECTO DE LOS FACTORES INDIVIDUALES.....	126
3.3.1	SEGMENTO TIBIAL	127
3.3.2	SEGMENTO FEMORAL.....	130
3.3.3	FIABILIDAD DE LAS VARIABLES.....	132
4	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	138
4.1	CONCLUSIONES	138
4.2	RECOMENDACIONES	143
4.3	LINEAS FUTURAS	143
	BIBLIOGRAFÍA	145

ANEXOS.....i

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura. 1.1 Componentes de la rodilla.....	7
Figura. 1.2 Corte superior rodilla	8
Figura. 1.3 Ligamentos de la rodilla	8
Figura. 1.4 Músculos cuádriceps.....	10
Figura. 1.5 Músculos Isquiotibiales	11
Figura. 1.6 Músculos miembro inferior	11
Figura. 1.7 Pata de ganzo	12
Figura. 1.8 Músculos rodilla	13
Figura. 1.9 Planos en el espacio	15
Figura. 1.10 Ejes de movimiento de la rodilla.....	16
Figura. 1.11 Flexión y extensión.....	17
Figura. 1.12 Rotación axial.....	19
Figura. 1.13 Fractura de rótula	21
Figura. 1.14 Rodilla flotante	22
Figura. 1.15 Lesión de meniscos.....	22
Figura. 1.16 Lesión LCA	23
Figura. 1.17 Relacion entre rotula y tróclea	24
Figura. 1.18 Osteoartritis de rodilla	25
Figura. 1.19 Condiciones del tendón rotuliano	26
Figura. 1.20 Artritis reumatoide de rodilla	27
Figura. 1.21 Ostecondritis disecante de rodilla.....	28
Figura. 1.22 Método de rayos x.....	30
Figura. 1.23 Ecografía.....	31
Figura. 1.24 Resonancia magnética.....	32
Figura. 1.25 Tomografía computarizada.....	33

Figura. 1.26 Gammacámara	34
Figura. 1.27 Gammagrafías del cuerpo humano	34
Figura. 1.28 Goniómetro	35
Figura. 1.29 Inclinómetro	36
Figura. 1.30 IMU'S	37
Figura. 1.31 Test fuerza isométrica máxima.....	38
Figura. 1.32 Equipo dinamómetro	38
Figura. 1.33 Sonoelastografía	43
Figura. 1.34 Sistema de fotogrametría	44
Figura. 1.35 Ejemplo de señal de electromiografía.....	45
Figura. 1.36 Test con plantillas instrumentadas.	46
Figura. 1.37 Pista de marcha.	47
Figura. 1.38 Modelo articular de Charlton et al.....	49
Figura. 1.39 Modelo de bisagra.....	50
Figura. 1.39 Modelo de cuatro barras	51
Figura. 1.40 Relación entre cinemática directa e inversa	54
Figura. 1.41 Posicion de un punto.....	56
Figura. 1.42 Rotación alrededor de los ejes.....	57
Figura. 1.43 Parametros D-H para un eslabón giratorio	63
Figura. 1.44 Modelo articular 3 grados de libertad	65
Figura. 1.45 Elementos 2 y 3 de la cadena cinemática.	65
Figura. 1.46 Robot polar de 3 GDL	66
Figura. 1.47 Matriz jacobiana directa e inversa	67
Figura. 1.48 Sólido rígido en movimiento	71
Figura. 1.49 Desplazamiento finito e infinitesimal.....	74
Figura. 1.50 Representación ángulos de Euler.....	76

Figura. 1.51 Desplazamiento finito – Teorema de Chasles	77
Figura. 2.1 Diagrama de trabajo.....	79
Figura. 2.2 Diagrama del modelo cinemático	80
Figura. 2.3 Desplazamientos finitos	81
Figura. 2.4 Campo de desplazamiento finito cuando se realiza el gesto de flexo- extensión	85
Figura. 2.5 Fases del pedaleo.....	87
Figura. 2.6 Marcadores reflectivos	90
Figura. 2.7 Marcadores con sistema de sujeción	90
Figura. 2.8 Cámara del sistema de fotogrametría	91
Figura. 2.9 Dimensiones bicicleta estática	92
Figura. 2.10 Participante llenando formularios	93
Figura. 2.11 a) Segmento femoral. b) Segmento tibial	94
Figura. 2.12 Instrumentista ubicando los marcadores	95
Figura. 2.13 Etiquetado de los marcadores	96
Figura. 2.14 Diagrama de la fase de experimentación	97
Figura. 2.15 Participante durante el ejercicio	98
Figura. 2.16 Retiro de marcadores por parte del instrumentador	99
Figura. 2.17 Diagrama del procesamiento de datos	100
Figura. 2.18 Curvas de la posición angular escalada	102
Figura. 2.19 Esquema de programación cálculo cinemática.....	106
Figura. 2.20 Esquema del algoritmo para la obtención de variables cinemáticas	108
Figura. 3.1 Patrón de normalidad posición angular	114
Figura. 3.2 Patrón de normalidad velocidad angular	116
Figura. 3.3 Patrón de normalidad aceleración angular	118
Figura. 3.4 EIR en el plano sagital (XY)	121

Figura. 3.5 EIR en el plano transversal (XZ)	122
Figura. 3.6 EIR en el plano frontal (YZ)	122
Figura. 3.7 EIR en acción de flexión y extensión sobre el plano sagital	123
Figura. 3.8 EIR en acción de flexión y extensión sobre el plano transversal	124
Figura. 3.9 EIR en acción de flexión y extensión sobre el plano frontal	124
Figura. 3.10 Posición, velocidad y aceleración angular en el tiempo.	125
Figura. 3.10 El impacto del componente sexo sobre las variables cinemáticas ángulo, velocidad y aceleración angular del segmento tibial (izq. a der.)	128
Figura. 3.11 El impacto del componente esfuerzo sobre las variables cinemáticas ángulo, velocidad y aceleración angular del segmento tibial (izq. a der.)	128
Figura. 3.12 El impacto del componente índice de masa sobre las variables cinemáticas ángulo, velocidad y aceleración angular del segmento tibial (izq. a der.)	129
Figura. 3.13 El impacto del componente sexo sobre las variables cinemáticas ángulo, velocidad y aceleración angular del segmento femoral (izq. a der.)	130
Figura. 3.14 El impacto del componente esfuerzo sobre las variables cinemáticas ángulo, velocidad y aceleración angular del segmento femoral (izq. a der.)	131
Figura. 3.15 El impacto del componente índice de masa sobre las variables cinemáticas ángulo, velocidad y aceleración angular del segmento femoral (izq. a der.)	131
Figura. 3.16 Fiabilidad relativa y absoluta entre sesiones y operadores de la variable posición angular (izq. a der.)	132
Figura. 3.17 Fiabilidad relativa y absoluta entre sesiones y operadores de la variable velocidad angular (izq. a der.)	133
Figura. 3.18 Fiabilidad relativa y absoluta entre sesiones y operadores de la variable aceleración angular (izq. a der.)	135

INDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 Matrices de rotación alrededor de los ejes	57
Tabla 2.1 Descripción de los marcadores etiquetados	96
Tabla 3.1 Nomenclatura y sentido del movimiento	112
Tabla 3.2 Características de los participantes	113
Tabla 3.3 Descripción de las zonas de interés de la posición angular	115
Tabla 3.4 Descripción de las zonas de interés de la velocidad angular	117
Tabla 3.5 Descripción de los puntos de interés de la aceleración angular	119
Tabla 3.6 Descripción de las variables numéricas.....	125
Tabla 3.7 Fiabilidad relativa y absoluta de las variables cinemáticas	137

RESUMEN

El objetivo del presente proyecto fue aplicar la cinemática articular a la valoración funcional de la rodilla. En este sentido, se utilizó la técnica de fotogrametría. Se colocaron un conjunto de 13 marcadores sobre diferentes áreas de interés del miembro inferior derecho, siguiendo las recomendaciones del ISB. Posterior, la herramienta registro las posiciones de la pierna derivados de la ejecución de flexo extensión, asimismo, cada participante realizo tres pruebas en la experimentación. Para asegurar la estandarización del movimiento de flexo extensión se incorporó el uso de una bicicleta estática. Los valores obtenidos de las posiciones fueron ejecutados por un algoritmo implementado en el software Matlab. Para desarrollar la programación se utilizó un modelo cinemático basado en desplazamientos finitos e infinitesimales, además, del uso de técnicas estadísticas. Se estudió una muestra de sujetos sanos (n=18) para establecer una línea base de normalidad y examinar el impacto de las características individuales (sexo, esfuerzo e índice de masa del segmento). Los resultados del algoritmo muestran curvas continuas que describen las posiciones, velocidades y aceleraciones angulares, además del eje instantáneo de rotación EIR. En base a los resultados, los patrones cinemáticos están influenciados por el género, el esfuerzo, e índice de masa del segmento. Las mujeres muestran mayor movilidad en el segmento tibial, mientras que, los hombres tienen mayor movilidad en el segmento femoral. Por otro lado, sobre el segmento tibial, los factores esfuerzo e índice de masa tienen un comportamiento inverso. A medida que aumenta el primer factor, la movilidad también crece. Mientras que, la movilidad se reduce a medida que crece el segundo factor. Finalmente, La fiabilidad relativa CMC entre operadores y sesiones varía entre valores cualitativos moderado, bueno, y muy bueno.

ABSTRACT

The aim of this project was to apply joint kinematics to the functional assessment of the knee. In this sense, the photogrammetry technique was used. A set of thirteen markers were placed on different areas of interest of the right lower limb, following the ISB recommendations. Subsequently, the tool records the leg positions derived from the execution of flexo-extension, likewise, each participant performed three tests in the experimentation. To ensure the standardization of the flexo-extension movement, the use of a stationary bicycle was incorporated. The values obtained from the positions were executed by an algorithm implemented in the Matlab software. To develop the programming, a kinematic model based on finite and infinitesimal displacements was used, in addition to the use of statistical techniques. A sample of healthy subjects ($n=18$) was studied to set up a baseline of normality and examine the impact of individual characteristics (sex, strain, and segment mass index). The results of the algorithm show continuous curves that describe the positions, velocities, and angular accelerations, as well as the instantaneous axis of rotation EIR. Based on the results, the kinematic patterns are influenced by gender, effort, and segment mass index. Women show greater mobility in the tibial segment, while men have greater mobility in the femoral segment. On the other hand, on the tibial segment, the effort and mass index factors have an inverse behavior. As the first factor increases, mobility also increases. Whereas mobility is reduced as the second factor grows. Finally, the relative CMC reliability between operators and sessions varies between moderate, good, and particularly good qualitative values.

APLICACIÓN DE LA CINEMÁTICA ARTICULAR A LA VALORACIÓN FUNCIONAL DE LA RODILLA.

INTRODUCCIÓN

La rodilla, articulación media del miembro inferior, se distingue por tener dos grados de movimiento. Un movimiento principal de flexoextensión y un secundario de ligera rotación sobre el eje horizontal de la pierna, y es únicamente visible al flexionar la rodilla (Kapandji, 2010). La rodilla dos tareas esenciales, la primera es unir el musculo y la pierna, para ayudar a la locomoción (desplazamiento), la segunda es soportar la mayor parte del peso de pie y transmitir el peso del movimiento en la oscilación de la pierna, donde se generan fuerzas sustanciales (Dufour & Pillu, 2006).

Esta articulación se encuentra expuesta a sufrir diferentes tipos de patologías, entre las más frecuentes es en reumatología (gonartrosis), en ortopedia infantil (displacías) y en neurología, por traumatismos indirectos (en hiperflexión, hiperextensión o torsión) o directos, ocasionando o no fracturas, esguinces, etc., o bien de origen yatrógeno (tras algunas cirugías). Esto conlleva al paciente a presentar molestias como dolor y rigidez, y en condiciones extremas llegar a la incapacidad parcial o total (Garcés, 2016).

Mientras que, en aplicaciones deportivas se ha identificado lesiones muy frecuentes en el miembro inferior, relacionados con la rodilla (Alfonso, 1995), una complicación de gravedad es la aparición a la temida ruptura de ligamento cruzado (LCA), estudios identifican al sexo como un factor que influye en esta complicación, como se ha identificado en Estados Unidos, en este sentido, la lesión es más común en mujeres (Hewett, Ford, Hoogenboom, & Myer, 2010).

En el abordaje de las diferentes patologías de rodilla es necesario apoyarse en una variedad de métodos para establecer el diagnóstico, cambios clínicos y el efecto de los tratamientos. Las técnicas más utilizadas se clasifican en; valoración de las estructuras corporales, valoración de las funciones corporales, y **valoración de las actividades** (Garcés, 2016). En la actualidad, cuando el médico

especialista utiliza **técnicas de valoración de las actividades** (cuestionarios específicos de valoración, escalas de dolor, técnicas estáticas, etc.) para generar un diagnóstico y un tratamiento sobre el paciente, el galeno se encuentra expuesto a que su diagnóstico no sea completamente fiable, y esto se debe a que las técnicas utilizadas presentan algunas limitaciones, se incluye el efecto techo, la subjetividad, y el predominio del dolor, que oculta el verdadero cambio funcional del paciente.(Alfonso, 1995) (Gomez, Pedrero, & Salvador, 2020).

Con los antecedentes anteriormente mencionados, el presente proyecto propone realizar estudios de caracterización funcional en sujetos sanos, en la ciudad de Quito, Ecuador, basados en la cinemática articular (variables cinemáticas y EIR) de la articulación de la rodilla, con influencia de factores antropométricos. De manera que sirvan como estándar en los informes de diagnóstico de la rodilla, dentro del campo de las técnicas de **valoración de las actividades**.

Las variables cinemáticas aportan información relevante relacionado al estado funcional de la articulación del sujeto. En la investigación realizada por Feipel et al "The use of disharmonic motion curves in problems of the cervical spine" concluye que los pacientes sanos presentan patrones funcionales con formas o curvas muy suaves, mientras que los pacientes con dolor cervical muestran curvas anormales (zonas horizontales, con mesetas, trozos exponenciales, etc.). En otro trabajo, realizado por Ohberg menciona que en los movimientos (flexión, rotación, y extensión) las velocidades angulares máxima se veían reducidas en pacientes con dolor cervical (Feipel et al, 1999) (Ohberg et al, 2003). Por otro lado, se ha demostrado que la función articular está estrechamente relacionada por dos componentes, siendo estos, posición y movimiento del EIR de la articulación. El EIR ha evidenciado ser más susceptible a los cambios que los rangos angulares, las velocidades o las aceleraciones. En el trabajo desarrollado por Bogduk, establece que la investigación de la trayectoria del (EIR) puede revelar cambios sutiles relacionados con variaciones en los rangos de movilidad intervertebral. (Venegas, 2016).

Se aplicarán técnicas biomecánicas para cumplir los objetivos del proyecto, particularmente el uso de sistemas de fotogrametría (técnica de registro del movimiento corporal en el espacio. Posterior, se deriva información tridimensional de la ubicación de cada punto en el espacio). Con la información proveniente del sistema de fotogrametría y con el modelo cinemático, se podrá caracterizar las variables cinemáticas “posición, velocidad y aceleración angular” y EIR con relación al tiempo, las cuales, en sí son los patrones funcionales de normalidad.

Finalmente, a pesar de que el estudio actual está dirigido a pacientes sanos, este proyecto deja las bases para trabajos futuros relacionados a definir patrones funcionales en pacientes con patologías y pacientes que fingen tenerlas.

Objetivo general

Aplicar la cinemática articular a la valoración funcional de la rodilla

Objetivos específicos

- Revisar el estado del arte relacionado a las técnicas actuales de diagnóstico y los modelos cinemáticos orientados a la investigación biomecánica.
- Implementar un modelo cinemático que permita cuantificar las variables cinemáticas derivadas del movimiento de flexoextensión.
- Encontrar una función continua que describa el EIR (Eje Instantáneo de Rotación)
- Definir patrones funcionales de normalidad según sexo, altura, y tamaño del fémur a través de un estudio experimental en un grupo de sujetos sanos.
- Determinar la fiabilidad de las variables cinemáticas a través de técnicas estadísticas.

1 MARCO TEORICO

1.1 ESTUDIO BIOMECÁNICO

Desde una perspectiva biomecánica, esta sección analiza la idea de movilidad de la articulación de la rodilla. Se iniciará con una introducción de la fisiología y anatomía de la rodilla, y posteriormente se abordará la biomecánica.

1.1.1 INTRODUCCIÓN FISIOLÓGICA

La rodilla conecta el fémur y la tibia, además, es la articulación más grande del cuerpo ubicada en el miembro inferior. Desde una perspectiva mecánica, la rodilla es un caso único porque debe concurrir a dos imperativos opuestos. Por un lado, debe ser muy estable en la posición de extensión total, donde la rodilla debe soportar mucha fuerza debido al peso corporal y la longitud de los brazos de palanca. Sin embargo, esta articulación necesita desarrollar un amplio desplazamiento desde un ángulo de flexión específico para permitir el curso, así como, la posición ideal del pie respecto a los desniveles del terreno. (Kapandji, 2010).

1.1.2 ANATOMÍA

Tibiofemoral y patelofemoral son las dos hipotéticas articulaciones que forman la rodilla. La articulación tibiofemoral proporciona rotación articular en el plano sagital y permite la transferencia de peso del fémur a la tibia. Por otro lado, en la fase de postura del ciclo de caminata el cuerpo genera impulso hacia al frente. El mismo que es disipado por la articulación femorotuliana, el grupo de músculos cuádriceps, el tibial anterior y la articulación del tobillo. (Flandry & Hommel, 2011).

1.1.2.1 Componentes óseos

1.1.2.1.1 Fémur

Caracterizado por ser el componente óseo más grande del cuerpo, además, es asimétrico y par. Está situado en el centro de los tres compartimientos musculares del muslo, y se encuentra articulado con el hueso coxal por la parte de arriba y con la rótula y tibia por abajo. Se puede considerar que el fémur este compuesto por

dos miembros y un cuerpo. En el cuerpo, la diáfisis es larga y potente, cóncava hacia atrás y triangular a lo largo de su sección. El cuerpo está compuesto por la cara anterior, lateral, medial, bordes mediales y laterales, y borde posterior o línea áspera.

La extremidad superior está caracterizada por su forma incurvada hacia adentro, y está dividida en cuatro componentes; cabeza, cuello, trocánter mayor, y trocánter menor. Por otro lado, la extremidad inferior se ensancha en todos los sentidos, tanto sagital como frontalmente. Se divide en tres componentes; zona de transición, superficie rotuliana o troclear y los cóndilos (Dofour, 2003).

1.1.2.1.2 Rótula

Es un componente óseo sesamoideo triangular, plano y de tamaño considerable, ubicado por delante de la rodilla. Este hueso se encuentra situado al interior del tendón del musculo cuádriceps femoral y facilita un punto de unión para el ligamento rotular y el tendón cuádriceps. La parte proximal de la rótula toma el nombre de base, es rugosa y permite la fijación de rectus femoral y vastus intermedius. La función transcendental de la rótula es actuar como un pivote, aumentando efectivamente el brazo de palanca de los cuádriceps, la superficie de pivote debe estar bien adaptada para soportar altas cargas de comprensión con fuerzas de fricción mínimas (Fox, Wanivenhaus, & Rodeo, 2012).

1.1.2.1.3 Tibia

La tibia es larga, emparejada y de forma asimétrica, se encuentra articulado con el fémur por la parte de arriba, y con el astrágalo y el peroné por la parte de abajo. La tibia con su vecino forma el cuadro tibioperoneal, conjunto que permiten la sustentación del peso corporal. Además, la pareja tibia peroné juegan un papel importante en el tobillo, generando la pinza maleolar. Al igual que el fémur, esta se encuentra compuesta de un cuerpo y dos extremidades. El cuerpo tiene una forma triangular a lo largo de toda su sección. El cuerpo está compuesto por la cara lateral, medial, posterior, borde anterior o cresta tibial, borde lateral o interóseo, y borde medial.

La extremidad superior es voluminosa y asume la forma global de una pirámide cuadrangular de base superior. Esta extremidad posee cinco caras; cara superior, anterior, posterior, lateral y medial. Complementariamente, la extremidad inferior tiene una forma muy semejante a la de un pilón, la cual se prolonga hacia adentro por el maléolo medial. Las superficies anterior, posterior, lateral, medial e inferior forman la extremidad inferior. (Dofour, 2003).

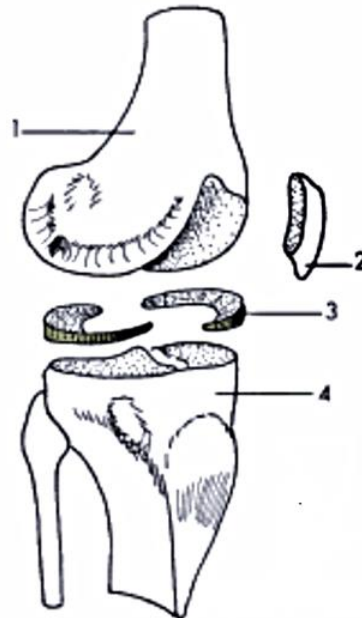


Figura. 1.1 Componentes de la rodilla. 1. Fémur; 2. Rótula; 3. Meniscos; 4. Tibia
Dofour (2003)

1.1.2.2 Meniscos

Los meniscos realizan una variedad de tareas biomecánicas debido a su intrincada anatomía, que incluyen soportar cargas, crear un área de contacto, dirigir la rotación y estabilizar la traslación (Flandry & Hommel, 2011). En los bordes exteriores de los cóndilos tibiales, los meniscos son dos fibrocartílagos en forma de medialuna que se unen a la tibia mediante dos frenos o inserciones fijas en cada extremo. Su sección transversal es de forma triangular. El menisco lateral es más ancho y corto y posee forma de O, mientras que el menisco medial es más angosto y largo y asume forma de C. En general los meniscos se tratan de estructuras ligeramente deformables cuando se genera el movimiento, pero fijadas sólidamente por las inserciones meniscales (Dofour, 2003).

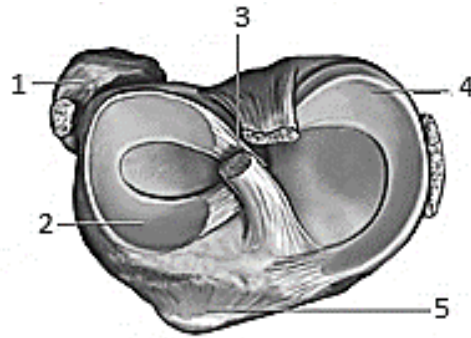


Figura. 1.2 Corte superior rodilla. 1. Peroné; 2. Menisco lateral;
3. Freno del menisco; 4. Menisco medial; 5. Tibia
AMAYPE (2020)

1.1.2.3 Ligamentos

Estructuras que permiten el enlace entre los componentes óseos, además de guiar y limitar el movimiento articular conforme con la geometría del hueso y los efectos dinámicos de las estructuras musculares y tendinosas. Los ligamentos son articulaciones relativamente inelásticas compuestas por bandas cortas de tejido fibroso denso y ubicado regularmente (Pope, 1994).

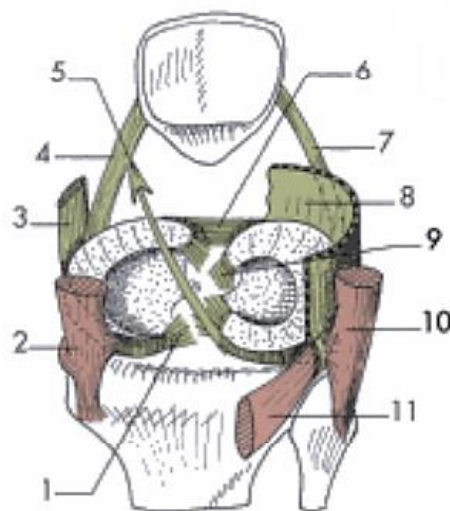


Figura. 1.3 Ligamentos de la rodilla. 1. Freno posterior del menisco medial; 2. Tendón del m. semimembranoso; 3. Ligamento colateral tibial; 4. Ligamento meniscorrotuliano; 5. Ligamento meniscofemoral; 6. Ligamento transverso de la rodilla; 7. Ligamento meniscorrotuliano derecho; 8. Capsula; 9. Freno anterior del menisco lateral; 10. Tendón del m. bíceps; 11. Tensión del m. popliteo.
Dofour (2003)

Los ligamentos de la rodilla se dividen en ligamentos que integran la membrana fibrosa de la capsula articular, además de, los ligamentos situados entre la membrana fibrosa y la membrana sinovial (PutZ, Mühlhofer, & Ercan, 2007). La rodilla está compuesta por los siguientes ligamentos; colateral tibial, colateral peroneo, cruzado anterior (LCA), cruzado posterior (LCP), rotuliano, poplíteo oblicuo, poplíteo arqueado, y retináculos rotulianos (Dofour, 2003).

1.1.2.4 Músculos

Los músculos son los precursores de los distintos gestos funcionales, en otras palabras, generadores de movimientos. Asimismo, son estabilizadores de la rodilla, y su objetivo principal es prevenir lesiones.

1.1.2.4.1 Cuádriceps

El musculo que protege a la rodilla, asimismo, es la unidad motora primaria del mecanismo extensor. El cuádriceps está conformado por cuatro principales músculos o cabezas, los mismos que se describen; a) Vastus intermedius proviene de la parte anterior de la pierna y corre paralela a la diáfisis femoral. Su tendón distal comprende la capa más profunda de la aponeurosis, además este se coloca firmemente dentro del extremo superior de la rótula. b) Rectus femoris se enlaza al tendón central del cuádriceps en la espina ilíaca anteroinferior de la pelvis y c) Vastus medialis inicia por el tabique intermuscular medial y la cara posterior del fémur, aproximadamente a 50° con relación al eje del fémur. d) Vastus lateralis constituye alrededor del 50% de todo el grupo de músculos cuádriceps. Comienza en el tabique intermuscular lateral, así como también, en la cara anterolateral del fémur, además, la inserción del ángulo oscila entre 30 y 40 [°] lateralmente con relación al eje del fémur (Flandry & Hommel, 2011).

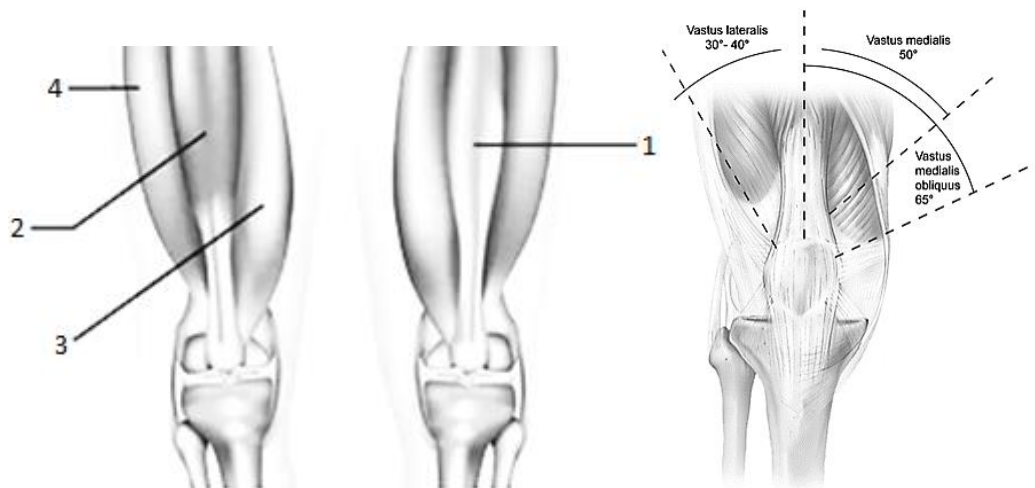


Figura. 1.4 Músculos cuádriceps. 1. Vastus intermedius;
 2. Rectus femoris; 3. Vastus medialis; 4. Vastus lateralis
 Osteopatía (2022)

1.1.2.4.2 Isquiotibiales

Son el grupo muscular ubicados en la parte ulterior del miembro inferior. Los isquiotibiales son los motores flexores de la rodilla, hacen una contribución compleja tanto a la marcha como a la carrera. Esto incluye la absorción de la energía cinética y la protección de las articulaciones de la rodilla. Por otro lado, limita la extensión de la rodilla justo antes y durante el apoyo del talón, generando estabilidad dinámica y estática. Los isquiotibiales están conformado por tres músculos bíceps femoral, semimembranoso y semitendinoso. Cada uno de estos músculos consta de un número variable de fascículos, y estos a su vez están conformados por múltiples fibras musculares. Las fibras de los músculos isquiotibiales se caracterizan por contener grandes cantidades de fibras de contracción rápida, las que permiten una latencia relativamente corta, es decir, realizar contracciones musculares más rápidas y de mayor intensidad en un ambiente anaeróbico (Linklater, Carmichael, & Wood, 2010).

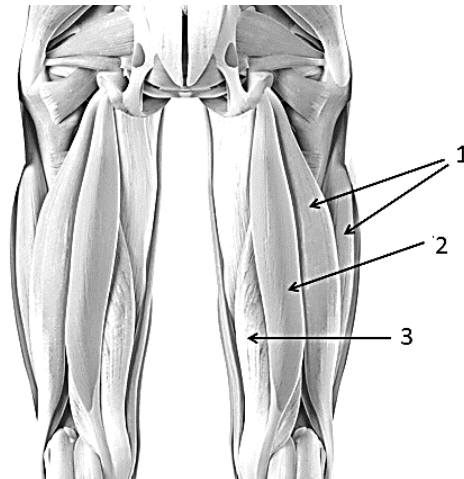


Figura. 1.5 Músculos Isquiotibiales. 1. Biceps femoral;
2. Semimembranoso; 3. Semitendinoso
Osteopatía (2022)

Tensor de la fascia lata

Fibra muscular derivada del muslo anterolateral proximal ubicado entre las fibras superficiales y profundas de la banda iliotibial. Este músculo en conjunto con el glúteo menor, medio y mayor permiten realizar una amplia variedad de movimientos de cadera que incluye flexión, abducción y rotación interna. Este músculo ayuda a la rodilla a flexionarse y rotarse lateralmente a través de la banda iliotibial, asimismo, ayuda a la estabilidad de la pelvis al estar de pie y caminar (Trammell, Nahian, & Pilson, 2022).



Figura. 1.6 Músculos miembro inferior. 1. Gluteo mayor; 2. Gluteo medio;
3. Tensor de la fascia lata; 4. Vastus lateralis; 5. Banda iliotibial; 6. Rótula.
Técnicas de Fisioterapia (2021)

Sartorio

Es la fibra muscular más extensa del cuerpo humano, además, es el más superficial en el compartimiento anterior del muslo. La espina ilíaca anterosuperior es el punto de partida y viaja oblicuamente hasta insertarse en la pata de ganso en el lado medial superior de la tibia proximal. Rodea las articulaciones de la rodilla y cadera, y actúa en conjunto con los músculos del muslo, de la cadera y rodilla. El propósito primordial del musculo sartorio es generar la flexión tanto en cadera como rodilla, además, de ayuda a la rotación lateral y abducción en la cadera (Bedewi et al, 2021).

Grácil

Músculo delgado y plano, localizado sobre el lado medial del muslo. Su ramificación empieza desde el margen medial de la rama isquiopubiana y se implanta en el área media superior de la tibia. Su función principal, es permitir la abducción en la cadera, y la flexión en la rodilla (Beger et al, 2018).

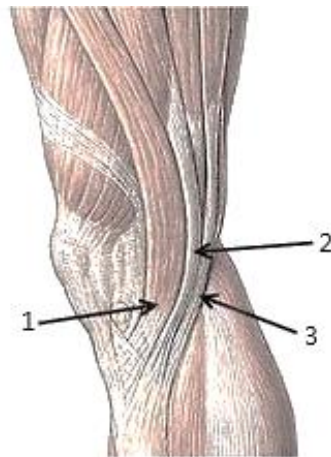


Figura. 1.7 Pata de ganso. 1. Sartorio; 2. Grácil; 3. Semitendinoso
CMED (2019)

Poplíteo

Es un músculo monoarticular, el cual ha sido estudiado durante varios años y no se ha llegado a definir cuál es su verdadera función. Ciertas investigaciones apuntan a que el musculo poplíteo está relacionado con la estabilidad de la rodilla en condiciones de soporte de peso. Otros estudios concluyen que el musculo funciona

como un rotador interno de la rodilla en el plano horizontal. Por otro lado, este musculo se activa cuando la rodilla se encuentra ligeramente flexionada dado que los ligamentos cruzados anterior y posterior están relajados en esta posición. El brazo del momento del musculo poplíteo es más largo en un rango de 30° a 50° de flexión de la rodilla, y esta posición de rodilla ocurre durante actividades deportivas (Yagi et al, 2021).

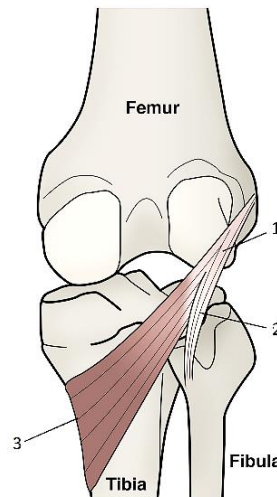


Figura. 1.8 Músculos rodilla. 1. Tendón poplíteo;
2. Tendón poplíteofibular; 3. Músculo poplíteo
SPORTS INJURY (2019)

1.1.3 MOVIMIENTOS

La rodilla se piensa principalmente como una articulación con flexión-extensión, o un grado de libertad, que permite que la punta del miembro varíe en mayor o menor medida desde su raíz, o regule la discrepancia del cuerpo al suelo. En cuanto a, la rotación alrededor del eje longitudinal de la pierna, este es visible al momento que el miembro inferior está en flexión, representa un segundo grado de libertad. (Kapandji, 2010).

1.1.3.1 Planos y ejes de movimiento

Mediante tres planos básicos en el espacio se puede estudiar la rodilla. La movilidad que se efectúa en estos planos se realiza alrededor de los ejes ubicados perpendicularmente.

1.1.3.1.1 Plano frontal

El plano está orientado de arriba a abajo y de lado a lado en posición anatómica, además, dicho plano separa al cuerpo en dos secciones, una parte anterior y otra posterior. Son posibles una infinidad de planos frontales que se mueven de adelante hacia atrás. El término ventral se refiere a lo que está delante del plano frontal medial, y el término dorsal se refiere a lo que está detrás de él.

1.1.3.1.2 Plano sagital

El cuerpo humano está dividido en mitades iguales derecha e izquierda por el plano sagital medial o simetría. Cualquier plano que sea paralelo al sagital medial se designa como plano parasagital, además, existe una infinidad de planos parasagitales. Por otro lado, los planos que se alejen al sagital medial se denominan lateral, y aquellos en aproximarse se califican como medial.

1.1.3.1.3 Plano transversal

Divide el cuerpo en dos secciones, superior e inferior, además, hay una infinidad de planos transversales, al igual que en los ejemplos anteriores. Aquello situado sobre el plano transversal medial se califica como craneal, mientras que, toma el nombre de caudal todo lo que se encuentre por debajo. Las articulaciones se mueven principalmente de forma rotacional a lo largo de un eje de rotación, que es una línea normal al plano donde tiene lugar el movimiento. En cada uno de los planos antes mencionados son visibles tres ejes de rotación.

1.1.3.1.4 Eje anteroposterior

Se crea por el punto de encuentro de los planos transversal y sagital y corre horizontalmente desde la parte posterior hacia el frente del cuerpo.

1.1.3.1.5 Eje transversal

Los planos frontal y transversal se cruzan para formar el eje, el cual, se extiende de izquierda a derecha.

1.1.3.1.6 Eje longitudinal

El eje que conecta las mitades inferior y superior del cuerpo se crea mediante el punto de encuentro de los planos sagital y frontal.

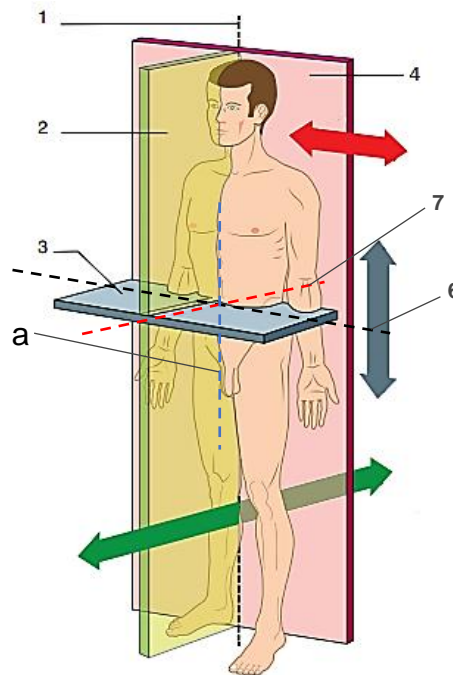


Figura. 1.9 Planos en el espacio. 1. Plano medial; 2. Plano sagital; 3. Plano transversal; 4. Plano frontal; 5. Eje anteroposterior; 6. Eje transversal; 7. Eje longitudinal.

Balthazard, Currat, & Degache (2015)

1.1.3.2 Ejes de la rodilla

El eje transversal XX' ocurren los movimientos de flexión y extensión del miembro inferior, además, es donde se sitúa el primer grado de libertad. Adicionalmente, el eje XX' cruza horizontalmente los cóndilos femorales.

Dadas las características anatómicas del cuello femoral, el eje femoral no se encuentra sobre la extensión del eje del esqueleto del miembro inferior, y más bien forma con este un ángulo que varía entre los 170° a 175° , conocido como el valgus fisiológico de la rodilla.

Por otro lado, todos los centros articulares cadera (C), rodilla (O), y tobillo (T) son colineales y forman la recta COT, representación del eje mecánico del miembro inferior. Con el eje del fémur, dicho eje forma un ángulo de 6 grados. Intuitivamente

se considera que el eje mecánico de la pierna es paralelo a un eje vertical, pero lo que realmente ocurre es que existe un ángulo de 3° entre dichos ejes. Esto ocurre porque las caderas no se encuentran alineadas a los tobillos, es decir, las caderas se encuentran más separadas entre sí en relación con los tobillos. Si la pelvis es más ancha, como es el caso de las mujeres, el ángulo entre ambos ejes será más abierto (Kapandji, 2010).

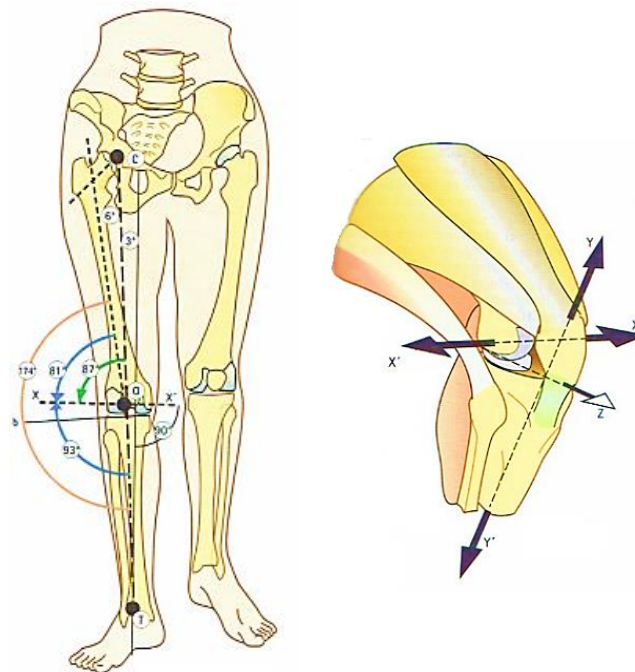


Figura. 1.10 Ejes de movimiento de la rodilla.
Kapandji (2010)

Respecto al siguiente grado de libertad (segundo), este reside en una rotación sobre el eje longitudinal YY' del miembro inferior, se presenta cuando la articulación de la rodilla está flexionada. La rotación es imposible de efectuarse si la rodilla está en máxima extensión, ya que, el eje de rotación axial se traslada de la rodilla a la cadera. Finalmente aparece un pseudo grado de libertad adicional (tercero) alrededor del eje ZZ' . Se presenta cuando el miembro inferior está flexionado. En estas condiciones, el tobillo lleva a cabo ligeros movimientos de lateralidad, oscilando entre 1 a 2 cm. En extensión máxima, dichos movimientos desaparecen totalmente, y si existieran se consideran como patológicos (Kapandji, 2010).

1.1.3.3 Flexión y extensión

El movimiento principal de la rodilla, llamado flexión-extensión, ocurre paralelo al plano sagital o a lo largo del eje transversal. La posición de referencia, que se define como el eje de la pierna superpuesto a la extensión del eje del muslo, se utiliza para determinar la amplitud del movimiento. En la vista de perfil, el eje del fémur se extiende paralelo al eje del esqueleto de la pierna sin ningún ángulo. La longitud de las extremidades inferiores es máxima en la posición de referencia.

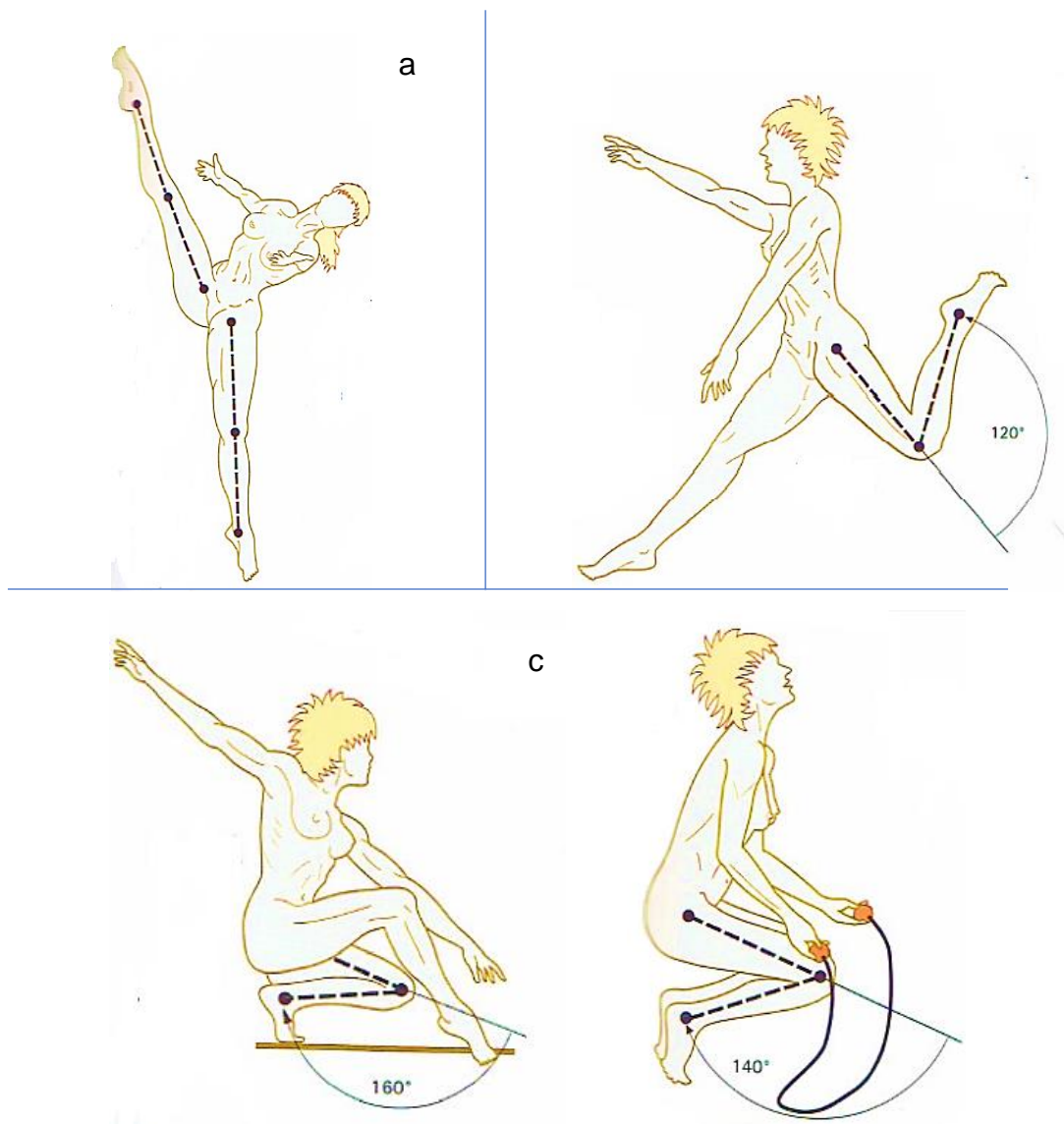


Figura. 1.11 Flexión y extensión. a) Posición de referencia. b) Flexión pasiva. c) Flexión activa
Kapandji (2010)

La extensión es el movimiento que separa la cara posterior de la pierna de la cara anterior del muslo. La extensión puede tomar diferentes variaciones, entre ellas la extensión máxima, ocurre cuando el miembro inferior se encuentra en la posición de referencia. Por otro lado, la hiperextensión es un movimiento de extensión pasiva que oscila entre 5 y 10 grados por encima de la posición de referencia. La extensión activa se presenta cuando se excede y por muy poco la posición de referencia. Finalmente, la acción que complementa la extensión de la rodilla desde cualquier posición de flexión es calificada como extensión relativa. (Kapandji, 2010).

1.1.3.4 Rotación axial

El segmento tibial gira entorno a su eje longitudinal cuando la rodilla está flexionada, mientras que, si la rodilla se encuentra extendida da paso al bloque articular. Se puede cuantificar la rotación axial activa, para lo cual, inicialmente, el paciente debe ocupar la posición de referencia. La persona se sienta sobre la camilla, y cuelga sus piernas asegurándose de formar un ángulo recto en la articulación de la rodilla. Así mismo, levemente la punta del pie se conduce hacia afuera.

La rotación interna, que participa principalmente en el movimiento de aducción del pie, se produce cuando el dedo del pie apunta hacia adentro. Se ha llegado a cuantificar que esta rotación puede llegar a los 30°. Por lo contrario, en la rotación externa, la punta del pie apunta hacia afuera y siendo relevante en el movimiento de abducción del pie. Si la rodilla esta flexionada en ángulo recto, el giro externo llega a los 40°, pero esta amplitud puede variar a los 32° si la rodilla esta flexionada entre 30° y 40°.

Con el paciente acostado boca arriba y la rodilla flexionada en un ángulo de 90 [°], se realiza la rotación axial pasiva. El examinador gira la punta del pie hacia afuera y hacia adentro mientras la sostiene con ambas manos. En comparación con la rotación activa, esta rotación es un poco más amplia.

La rotación final que se produce sobre el eje longitudinal se denomina rotación axial automática; es a la vez inevitable e involuntario y está influenciado por movimientos de flexoextensión. Esta ocurre, en mayor medida, en las etapas iniciales de la flexión o al final de la extensión. Al extenderse la rodilla, el pie es llevado hacia una rotación externa, mientras que, la pierna gira en rotación interna cuando se flexiona la rodilla (Kapandji, 2010).

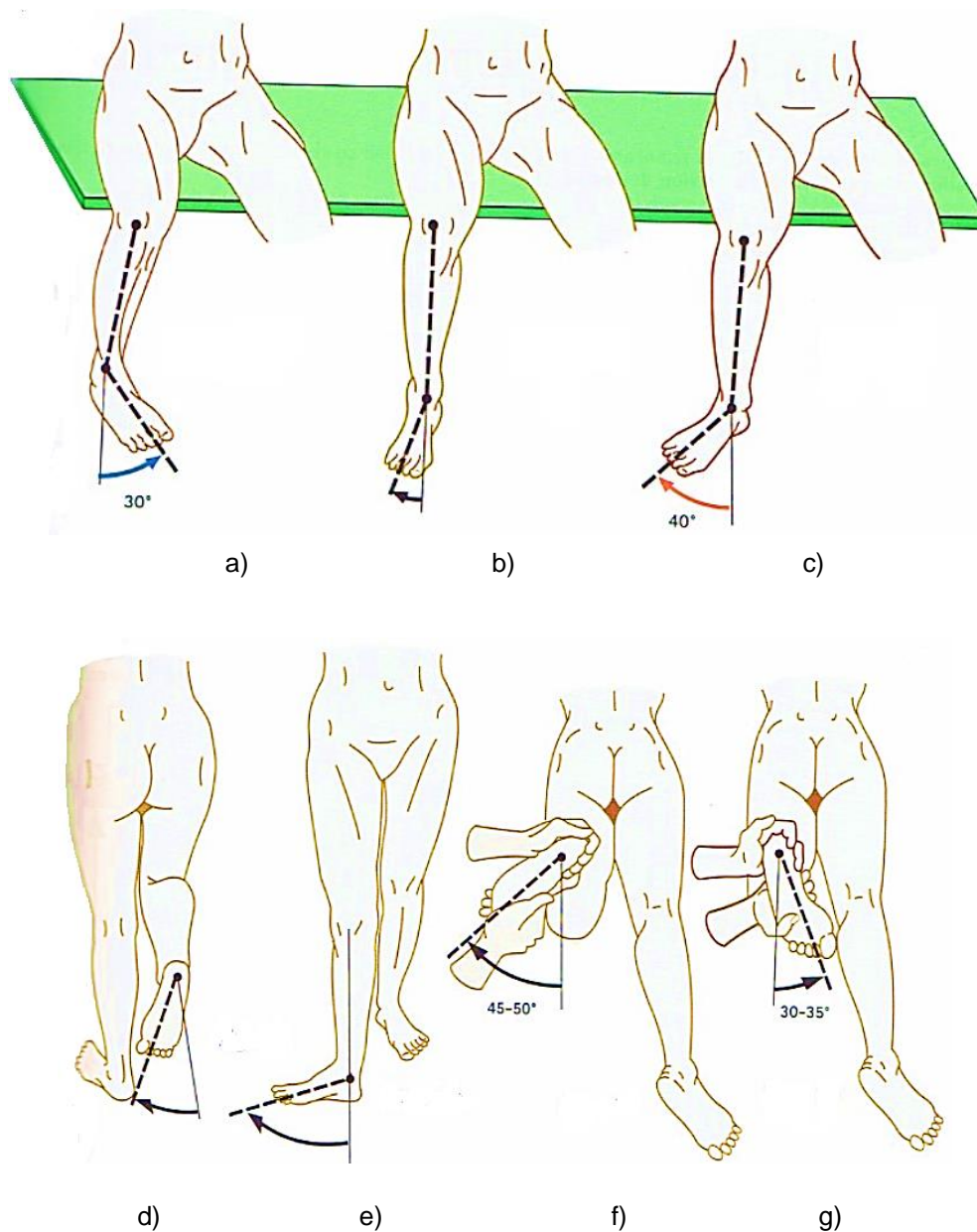


Figura. 1.12 Rotación axial. a) Rotación interna. b) Posición de referencia. c) Rotación externa. d) Rotación axial automática – rotación interna. e) Rotación axial automática – rotación externa. f) Rotación axial pasiva externa. g) Rotación axial pasiva interna.

Kapandji (2010)

1.2 PATOLOGÍAS DE LA RODILLA

La articulación más grande del organismo es la rodilla, presenta un gran rango de movilidad y se ubica en la parte central de los miembros inferiores. Por sus características intrínsecas, esta se encuentra predispuesta a sufrir de diferentes tipos patologías. Uno de los motivos prioritarios de atención médica primaria y especializada son las afecciones de rodilla. En los Estados Unidos, en el lapso de una década se presentaron alrededor de 6.664.324 lesiones de rodilla reportadas en las salas de urgencias. Los diagnósticos más comunes fueron laceraciones y pinchazos (10,5%), continuando con, contusiones y abrasiones (27,1%), y finalizando con distensiones y esguinces (42,1%). Las causas más frecuentes que derivaron las lesiones son artículos para el hogar (13,6%), estructuras para el hogar (30,2%), finalmente, deporte y recreación (49,3%). El sexo influye en el tipo y la frecuencia de la lesión, las mujeres son más propensas a una contusión (31,8%), mientras que los hombres son del 22,8%, por otro lado, los varones (61.6%) son más propensos a presentar lesiones derivadas de actividades deportivas, en cambio las mujeres tienen una tasa del 35,9% (Gage, McIlvain, Collins, Fields, & Dawn, 2012). Por otro lado, la edad está vinculada en la investigación clínica como un factor de incidencia de diversas patologías de rodilla. Los tumores y la patología condral (condromalacia y osteocondritis) predominan en las primeras décadas de la vida, mientras que, entre los 30 y 40 años, los traumatismos, y desde los 50 años, son muy frecuentes los procesos degenerativos (Vergara et al, 2004).

1.2.1 TRAUMATISMOS

La transferencia de energía relacionada con el impacto a la articulación provoca lesiones en el miembro inferior a la altura de la rodilla, sea esta en un accidente de tráfico, una caída, o realizando actividad física. Entre los años de 1999 al 2008 se realizó un estudio de la tasa de incidencia de traumatismo en rodilla en las urgencias de los hospitales de Estados Unidos. Los resultados muestran que hay una tasa de 2.29 lesiones por cada 1000 habitantes, asimismo, la tasa más alta de lesiones es 3.83%, es personas entre los 15 y 24 años. Por otro lado, niños menores de 5 años registraron la tasa más baja 0.55% (Hewett et al, 2010).

1.2.1.1 Fractura de rótula

Este hueso puede fracturarse a cualquier edad y tiene una tasa de incidencia del 0.5 [%] al 1,5 [%] en comparación con otras fracturas esqueléticas, pero siendo más frecuente en personas que han pasado la cuarta década de vida, así mismo, siendo esta lesión más común en hombres. El traumatismo directo de la rótula es el mecanismo de trauma más usual. Se presentan generalmente en accidentes de tráfico, pero también se puede presentar por un método indirecto, aunque es menos frecuente. Llamado fractura por estrés, y se produce cuando el cuádriceps tira violentamente de la parte superior de la rótula (Sems & Vaquero, 2009).



Figura. 1.13 Fractura de rótula. a) Rótula sana. b) Rótula fracturada.

Fisioonline (2022)

1.2.1.2 Rodilla flotante

Las fracturas ipsilaterales de tibia y fémur aíslan la rodilla del resto del miembro. Son fracturas producidas por contusiones de alta energía, comúnmente en accidentes automovilísticos (automóvil, motocicleta, atropellados), pero en menor medida por accidentes laborales, deportivas y autolíticas. La epidemiología de esta patología muestra que los pacientes jóvenes son los más afectados, predominantemente hombres (62-89%) y con una edad promedio entre los 32 y 40 años. Esta lesión puede derivar diferentes complicaciones; la osteomielitis ocurre en 4 a 12% de los casos, la infección de la herida quirúrgica en aproximadamente el 15% y la embolia grasa en el 7% de los casos., retardo de consolidación de la estructura ósea un 10%, Muerte entre 5-15%, y amputaciones un 2% (Sems & Vaquero, 2009).

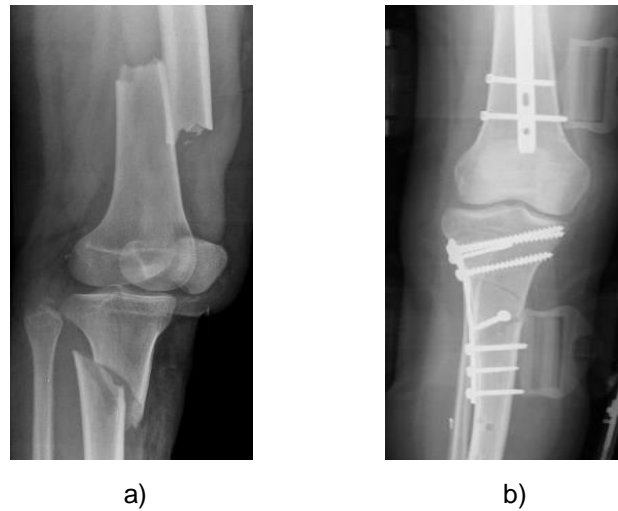


Figura. 1.14 Rodilla flotante. a) Fractura de fémur y tibia. b) Cirugía reconstructiva.
Cebrecos et al. (2020)

1.2.1.3 Lesiones meniscales

Las lesiones meniscales son una causa frecuente de consulta clínica, caracterizada por presentar síntomas tales como; dolor y rigidez, bloqueo de la rodilla, inflamación y derrame articular. Esta patología puede generarse por dos causas principales, la primera de origen traumático. En personas jóvenes y activas, la lesión ocurre mediante un mecanismo torsional, giro brusco o traumatismo, generalmente, derivado de realizar una actividad deportiva. La segunda causa es de origen degenerativo, mientras la rodilla envejece, la estructura meniscal pierde elasticidad, por lo cual los meniscos son más propensos a lesionarse en situaciones cotidianas.

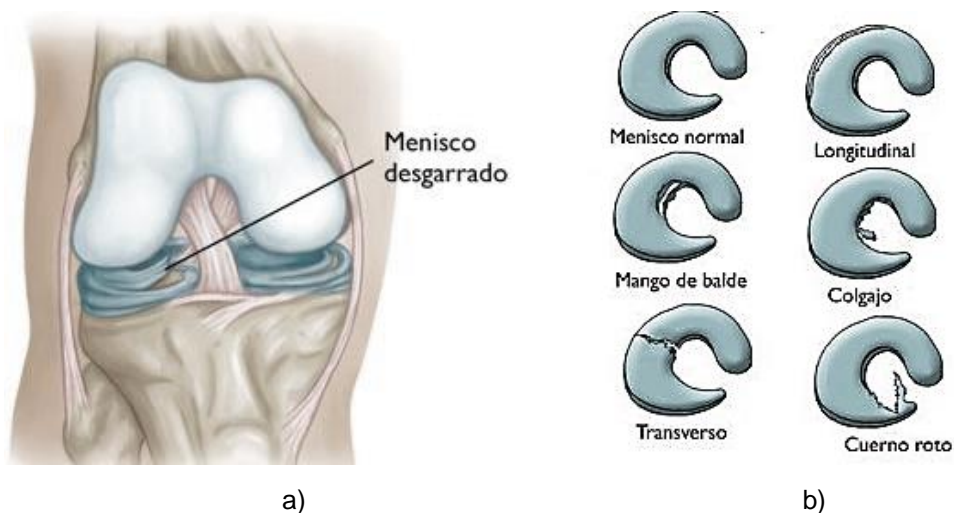


Figura. 1.15 Lesión de meniscos. a) Menisco desgarrado. b) Tipos de desgarrros.

OrthoInfo (2022)

Complementariamente, esta patología tiene una incidencia de 4.2/10.000 en mujeres y de 9/10.000 en varones, es decir, los hombres superan en número a las mujeres por un margen de 2 a 1 (Puyol, Boisrenoult, & Beaufils, 2014).

1.2.1.4 Lesión de ligamento cruzado anterior (LCA)

El estabilizador primario de la rodilla es LCA, limitando la rotación interna y la traslación tibial anterior. La lesión del LCA es el desgarramiento parcial o total de las fibras que constituyen el ligamento, con una tasa de incidencia es de 85 personas por cada 100.000 habitantes entre 16 y 39 años, adicionalmente, los sujetos que han experimentado esta lesión tienen mayor riesgo de desarrollar osteoartritis de rodilla. La práctica de actividades deportivas como el fútbol, esquí, basquetbol son los precursores de este tipo de lesiones. Por otro lado, las causas más comunes que conllevan a presentar esta lesión son cambiar de dirección de manera repentina y reducir la velocidad, girar con el pie apoyado, detenerse o frenar repentinamente, aterrizar con torpeza después de un salto, o recibir un golpe directamente (Diermerier et al., 2021).

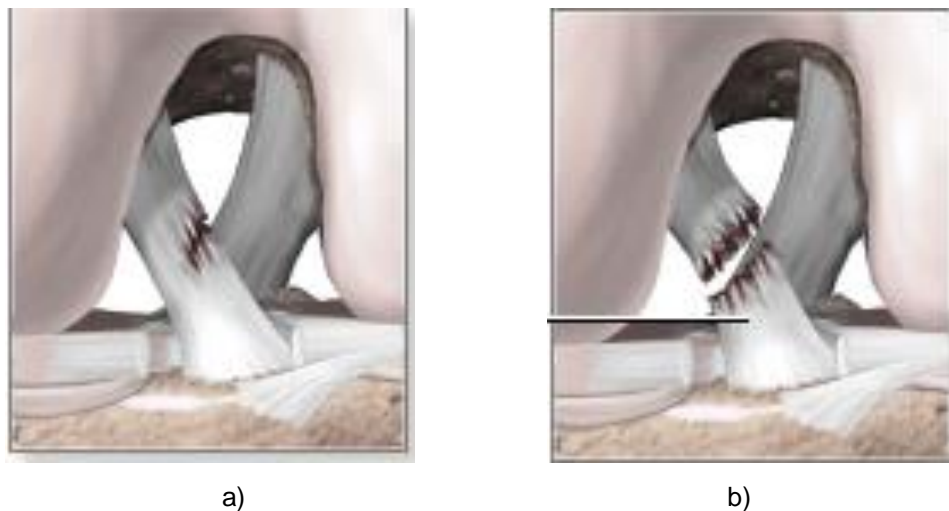


Figura. 1.16 Lesión LCA. a) Desgarramiento parcial. b) Desgarramiento total.

MedlinePlus (2020)

1.2.2 SINDROME FEMOROPATERAL (SFP)

El movimiento anormal de la rótula en la garganta de la tróclea deriva dolor en la parte anterior de la rodilla. Los cambios físicos y/o químicos de la articulación

femoropatelar (AFP) son las causantes de este movimiento anómalo. El SFP resulta de un problema de sobrecarga muscular persistente en la extremidad inferior y también puede ocurrir en ausencia de anomalías significativas del cartílago articular. Se cree que la SFP es causada por una variedad de condiciones; anatómicas (el glúteo medio, los isquiotibiales, los flexores de la cadera son anormalmente largos, y los cuádriceps.), traumatismos (golpe directo en la rodilla), ergonomía (Tener zapatos nuevos o tener una altura de asiento incómoda.). Sin embargo, las publicaciones no proporcionan muchos datos objetivos sobre la SFP, según varios autores, la irritación sinovial provocada por lesiones cartilaginosas puede ser la causa del dolor femoropatelar (Green, 2005).

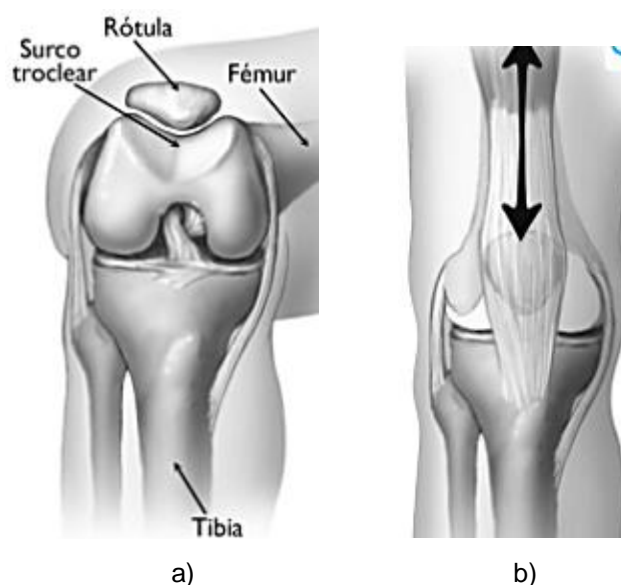


Figura. 1.17 Relación entre rótula y tróclea. a) La rótula descansa en el surco troclear. b) La rótula se mueve hacia arriba y hacia abajo en el surco a medida que dobla y estira la rodilla.

OrthoInfo (2016)

1.2.3 OSTEOARTRITIS DE RODILLA

La osteoartritis de rodilla es una afección médica común que perjudica a una gran parte de la población mundial. Esta patología es una de las causas sustanciales en la incapacidad en personas mayores a 65 años, afectando a más del 50% de este grupo poblacional, y en términos generales, mostrando una tasa de incidencia anual de 240/100.000. La osteoartritis de rodilla es una enfermedad de tipo degenerativo, caracterizado por cambios en la membrana sinovial, hipertrofia ósea

marginal, y la pérdida gradual del cartílago articular, no obstante, las últimas investigaciones han demostrado que existe un patrón genético y proteómico de características inflamatorias. Por ello, actualmente se reconoce que el componente inflamatorio es un elemento esencial para el desarrollo de la patología. El riesgo de que se desarrolle esta patología está influenciado por una serie de factores, entre ellos, edad (el cartílago se repara en menor medida), sexo (las mujeres son más propensas a padecer osteoartritis), alteraciones del peso (personas con sobrepeso y obesas tienen un riesgo relativo de 2 y 2.96, respectivamente), y lesiones articulares anteriores (son capaces de influir en el desarrollo de la patología degenerativa de las articulaciones.) (Martínez, Martínez, Calvo, & Figueroa, 2015).

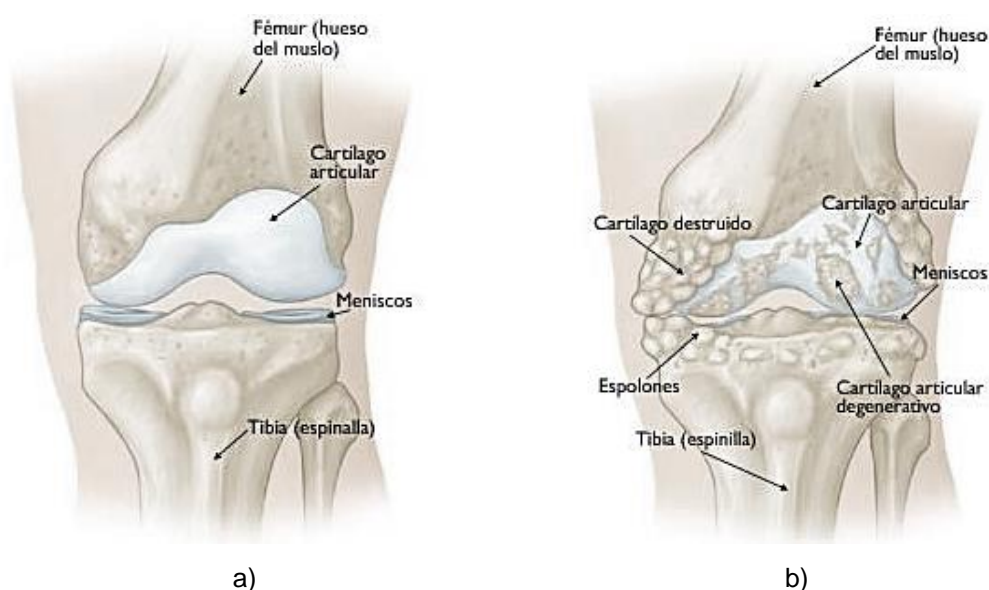


Figura. 1.18 Osteoartritis de rodilla. a) Rodilla sin patologías. b) Rodilla con osteoartritis. OrthoInfo (2010)

1.2.4 TENDINOPATÍA DEL TENDÓN ROTULIANO

Investigaciones recientes han revelado que esta patología tiene un origen degenerativo y se caracteriza por áreas de degeneración de colágeno y mixoide junto con un fallo en el desarrollo de regeneración del tendón. El dolor del polo inferior es provocado por la tendinopatía rotuliana, en etapa inicial el malestar solo aparece después de realizar una actividad física o ejercicio intenso, pero, si no se trata a tiempo el dolor puede interferir en los movimientos diarios como subir o bajar escaleras. Los deportistas que realizan actividades repetitivas sufren con mayor

frecuencia esta patología. Actividades como la carrera (corta o larga), arranques rápidos y frenadas (squash, pádel, tenis), el brinco (voleibol, baloncesto), y el golpeo (fútbol), siendo dominante en un grado del 40 [%] en jugadores de voleibol y baloncesto. Existen varias causas que pueden contribuir el progreso de esta patología, entre ellos, se puede citar músculos rígidos (la tensión del tendón rotuliano se deriva de la tracción progresiva de los cuádriceps e isquiotibiales), enfermedades crónicas (ciertas enfermedades reducen el flujo sanguíneo a la rodilla, debilitando el tendón, la insuficiencia renal es un ejemplo) y desequilibrio muscular (los músculos más fuertes tiren con mayor ímpetu al tendón rotuliano) (Valera, Minaya, & Sanchez, 2010).

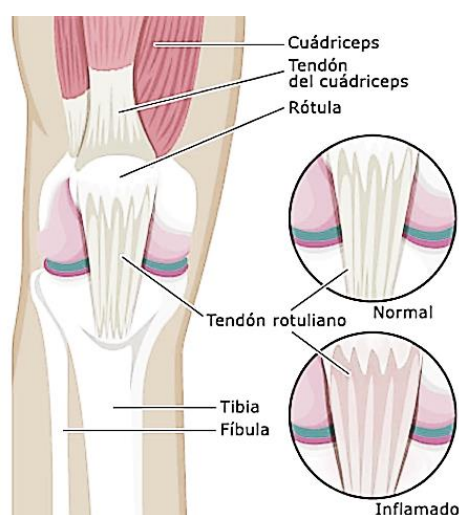


Figura. 1.19 Condiciones del tendón rotuliano.
DRES. OLIVETTO (2021)

1.2.5 ARTRITIS REUMATOIDE DE RODILLA

Una afección autoinmune sistémica persistente es la artritis reumatoide (AR), que involucra principalmente articulaciones sinoviales como la rodilla. Esta afecta el revestimiento de la articulación y causa una dolorosa hinchazón que puede producir la erosión ósea y la deformidad de la articulación. Este trastorno tiene una tasa de incidencia del 0.5 y 1%, a nivel de Latinoamérica y mundial, respectivamente (Vélez, Cabrera, & F, 2010). Las mujeres son el grupo más propenso a presentar esta patología con una proporción de 3:1 con relación a hombres, entre los 30 y 40 años. Los pacientes presentan varios síntomas como deformidad, pérdida de

movilidad articular e inflamación, dolor, que cuando se combinan resultan en discapacidad y reducción de muchas actividades diarias. Existen ciertos causantes que aumentan las probabilidades de padecer esta patología entre ellos antecedentes familiares, sobrepeso, edad y sexo (Bautista et al., 2017).

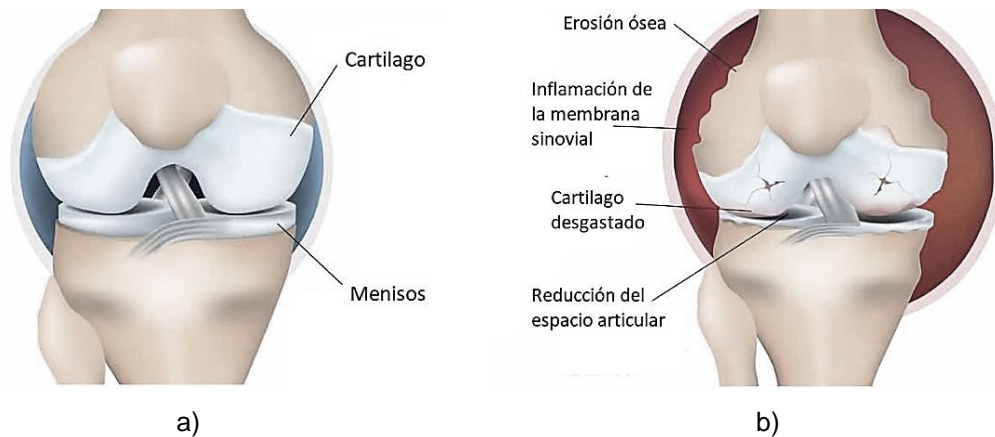


Figura. 1.20 Artritis reumatoide de rodilla. a) Estructura sana. b) Estructura patológica.

Santos Traumatología (2022)

1.2.6 OSTEOCONDritis DISECANTE DE RODILLA

Con una tasa de incidencia de 13 a 30 casos por 100.000 personas, la osteocondritis discal de rodilla es una patología rara y las mujeres tienen menos probabilidades que los hombres en desarrollarla (1 a 2). Esta patología se concentra mayormente en la población joven, siendo los grupos entre 11 y 13 años, y entre 17 – 35 años los más afectados. Debido a esta condición, una sección de cartilago y el hueso subcondral correspondiente pueden desprenderse de la superficie articular, ya sea parcial o totalmente. Se desconoce la causa exacta de esta patología, aunque se tiene la hipótesis que factores como traumatismos, isquemias, defectos de osificación y causas genéticas podrían ser los responsables. Los síntomas más comunes que presentan los pacientes son dolor, debilidad, y una reducción en el rango articular, asimismo, inflamación en la piel alrededor de la coyuntura afectada (Valdivieso, Palencia, Ardura, & Sánchez, 2004).

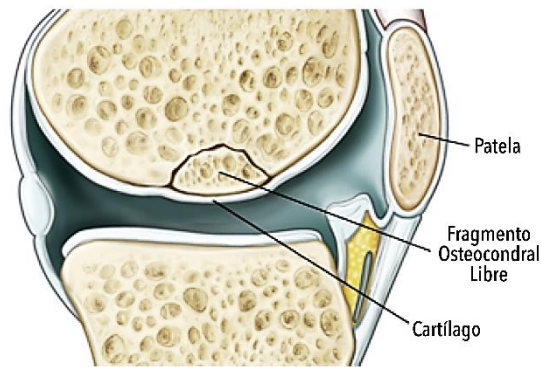


Figura. 1.21 Osteocondritis disecante de rodilla
EdmundoFordMD (2019)

1.2.7 IMPACTO ECONÓMICO Y SOCIAL

Las personas con patología a nivel de rodilla derivada de cualquier proceso, degenerativo, traumático, inflamatorio, autoinmune, o ergonómico afrontan un fuerte impacto económico y social. Ellos deben costear fármacos y terapia física, dedicar varias horas a tratamientos de rehabilitación, y lo más importante conllevar con el dolor físico y la depresión. La rotura de ligamento cruzado anterior (LCA), puede tener un costo que bordea entre los 17.000 y 25.000 dólares asociado a cirugía y rehabilitación. Este tipo de lesiones en estudiantes universitarios pueden traer consigo la disminución de la financiación de becas deportivas, menor rendimiento académico y discapacidad a largo plazo. Por otro lado, en deportistas de elite como es el caso de los futbolistas, ellos deben alejarse de sus actividades por varios meses, esto ocasiona que los clubes pierdan competitividad al no tener su plantilla de jugadores completa (Gage et al., 2012). Una de las principales patologías degenerativas que deja total o parcialmente discapacitados a los adultos mayores es la artrosis de rodilla. En los Estados Unidos se destinan alrededor de 128 millones de dólares por año para tratar esta enfermedad y se proyecta que la población afectada en 2030 será 67 millones de personas (Coto, Marroquín, & Menéndez, 2014). Las lesiones meniscales son muy frecuentes en deportistas, y en menor proporción en personas que realizan actividades cotidianas. En Argentina se encontró que los costos derivados de esta patología pueden bordear los 3.000 a 6.500 dólares, dependiendo si el tratamiento es quirúrgico o no quirúrgico (Gómez, 2006).

1.3 TECNICAS DE VALORACIÓN

Es necesario utilizar una variedad de técnicas en el tratamiento de diversas patologías de rodilla para determinar el diagnóstico, los cambios clínicos y los resultados del tratamiento. Las técnicas de valoración permiten evaluar las características y el comportamiento de las estructuras en el desarrollo de los gestos funcionales tanto en la vida cotidiana, deportiva y laboral. El propósito y las características de cada técnica se describen en los párrafos siguientes.

1.3.1 VALORACIÓN DE LAS ESTRUCTURAS CORPORALES

Son herramientas de diagnóstico basadas en imagen. No invasivas y están orientadas a la evaluación de las estructuras anatómicas del paciente. La interpretación de los resultados es realizada por personal médico especializado, el cual establece el diagnóstico en relación con el estado clínico y examen físico del paciente.

1.3.1.1 RX

Los rayos x son radiación electromagnética ionizante caracterizado por tener pequeña longitud de onda, además de, interactuar con la materia. La obtención de una radiografía empieza con la proyección de los Rayos x hacia una placa y se atenúa mientras pasa por el cuerpo de la persona. En la medida interfieren las diferentes estructuras, los rayos X impactan en menor grado sobre la placa, consiguiendo formar una imagen “radiopaca”. Por otro lado, si los rayos x tienen mayor libertad de atravesar el espacio, es decir aumentar su densidad, se formará una imagen “radiolúcida”. A pesar de que esta herramienta es relativamente antigua y en la actualidad existe una mayor cantidad de técnicas de imagen modernas, la radiografía sigue siendo la primera herramienta que permite descartar fracturas, y evaluar la congruencia articular de la rodilla. En los últimos años, este instrumento también se ha utilizado para realizar el diagnóstico de patologías de tipo degenerativo, inflamatorio, tendinopatías, y artritis reumatoide. Los Rayos x al ser energía ionizante pueden alterar el ADN de las células, pero en una radiografía convencional, la cantidad de energía ionizante producida es muy pequeña, por lo tanto, no presenta una amenaza para la salud del paciente (Raudales, 2014).

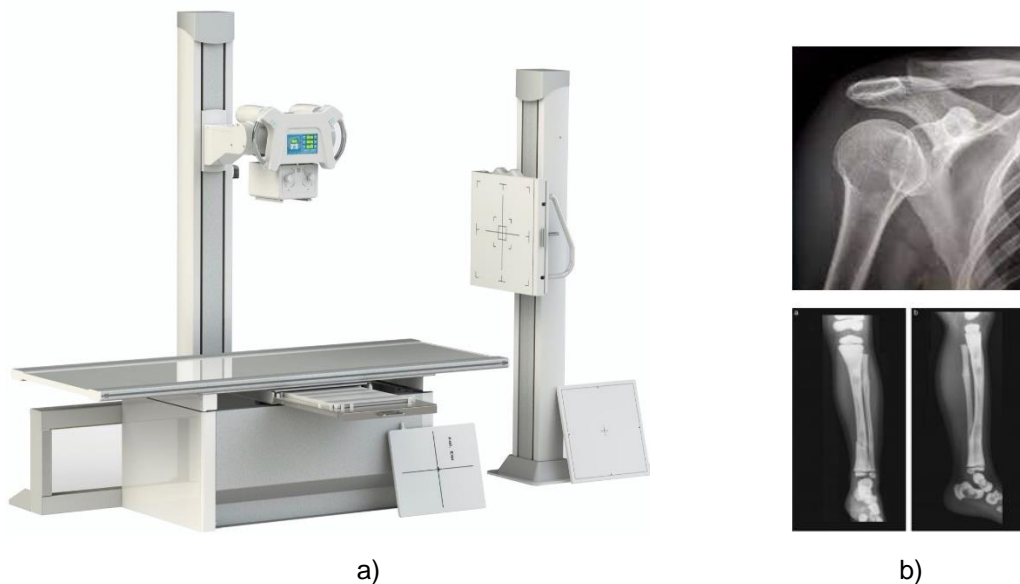


Figura. 1.22 Método de rayos x. a) Equipo de rayos x. b) Ejemplos de radiografías.
Boreal Medical (2020)

1.3.1.2 Ecografía

Posterior a la segunda guerra mundial distintos equipos de científicos americanos, japoneses, y europeos trabajaban paralelamente para construir los primeros prototipos de equipos de ultrasonido destinados al uso médico. Las sociedades médicas aprobaron la ecografía como herramienta de diagnóstico en medicina poco tiempo después, en los años cincuenta. El ultrasonido se caracteriza por ser un conjunto de ondas mecánicas que viajan a través de un medio material (tejidos corporales) luego de ser generadas por la vibración de un cristal piezoeléctrico (Raudales, 2014). Dada su aplicabilidad clínica y la estandarización de los protocolos de estudio, la tecnología de la ecografía ha avanzado actualmente a un nivel muy alto. El sistema musculoesquelético se puede estudiar mediante una prueba clínica de ecografía de rodilla, se caracteriza por ser eficaz, rápida, incua, y de fácil acceso. Además, como extensión del examen físico del paciente, permite realizar un estudio comparativo y en tiempo real. Aunque la ecografía no es un test estándar para valorar la morfología de la rodilla, puede detectar alrededor del 85% de los casos, en especial, las estructuras extraarticulares (sinovitis, y tendón patelar). Por otro lado, la valoración de las estructuras intraarticulares como los ligamentos cruzados, mesetas tibiales y meniscos es limitada (Sanchez et al., 2018).

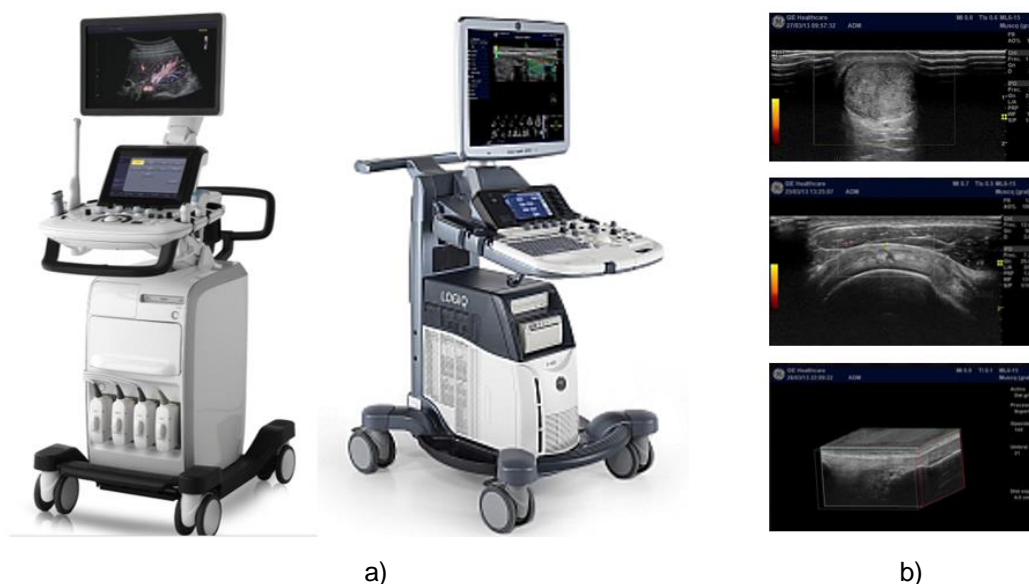


Figura. 1.23 Ecografía. a) Equipos de ecografía. b) Ejemplos de ecografías.
Fisiojreig (2021)

1.3.1.3 Resonancia magnética (RM)

Técnica que apareció por primera vez en 1946, pero no fue hasta 1972 que fue utilizada en seres humanos de la mano del científico P. Laterbur. La RM es una técnica que genera imágenes muy detalladas de órganos y tejidos internos, su principio físico se basa en la generación de campos magnéticos a partir de ondas de radiofrecuencia y grandes imágenes. Un intérprete (computador) revela o reproduce las imágenes. La resonancia magnética presenta varias ventajas sobre otras técnicas de imagenología entre ellas se menciona; adquisición de imágenes multiplanares (sagital, axial, coronal), además, no altera la postura del paciente, es indoloro, permite cortes muy finos (1/2mm o 1mm), imágenes detalladas, finalmente, es no invasivo (no usa radiación ionizante). Por otro lado, la RM se ve limitada por; un elevado costo económico, examen prolongado (entre 30 a 60 minutos), y sensación de claustrofobia cuando el paciente se encuentra dentro del túnel. La resonancia magnética sobre la rodilla permite visualizar el estado estructural de huesos, músculos, cartílagos, meniscos, ligamentos, tendones, además ser una herramienta de diagnóstico de diferentes patologías como; artritis, osteomielitis, tumores (primarios y metástasis) (Raudales, 2014).

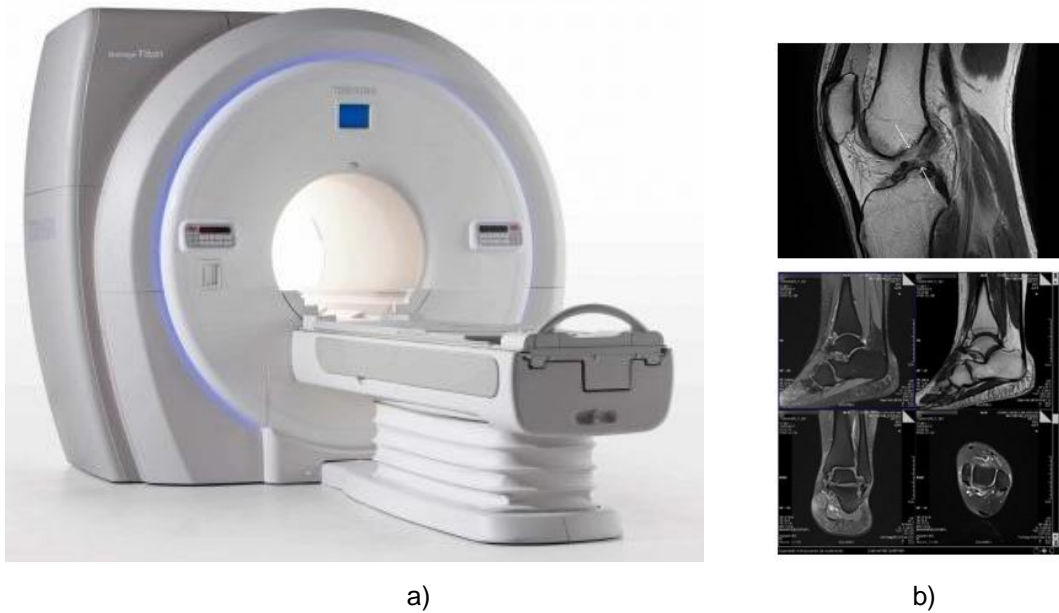


Figura. 1.24 Resonancia magnética. a) Equipo de resonancia. b) Ejemplos de resonancias.
 Drservan (2023)

1.3.1.4 Tomografía computarizada (TC)

Las palabras griegas "tomos", que significa corte, y "grafía", que figura representación gráfica, son las raíces etimológicas de la palabra "tomografía". Por consiguiente, las imágenes de cortes o secciones de un cuerpo se obtienen mediante la tomografía. Esta herramienta, a diferencia de los rayos X convencionales, produce numerosas imágenes al girar alrededor del cuerpo sobre un soporte giratorio. El artículo de investigación del ingeniero eléctrico Sir Godfrey Newbold Hounsfield en el British Journal of Radiology de julio de 1972 fue el primero en describir la TC. Desde la invención, se han desarrollado varios modelos de equipos, denominados generaciones en la literatura, y en la actualidad los de séptima generación son los equipos utilizados. La cabeza, la región abdominal, el sistema respiratorio, las extremidades superiores e inferiores y el sistema musculoesquelético son sólo algunas de las áreas del cuerpo que pueden estudiarse utilizando la tomografía computarizada como herramienta de diagnóstico. La TC presenta ventajas significativas entre ellas; proporciona imágenes detalladas de los tejidos del cuerpo., rápido, sencillo, menor costo en relación con la resonancia magnética, proporciona imágenes en tiempo real. Por otro lado, la técnica presenta ciertas limitaciones, como la dosis de radiación

generada en el procedimiento. El valor fluctúa entre 10 mSv a 20 mSv, esta dosis es comparable a la que normalmente recibe una persona de la radiación ambiental durante el transcurso de tres años. Por lo tanto, Los pacientes que no pueden recibir altas dosis de radiación no deben someterse a este procedimiento. (Raudales, 2014).

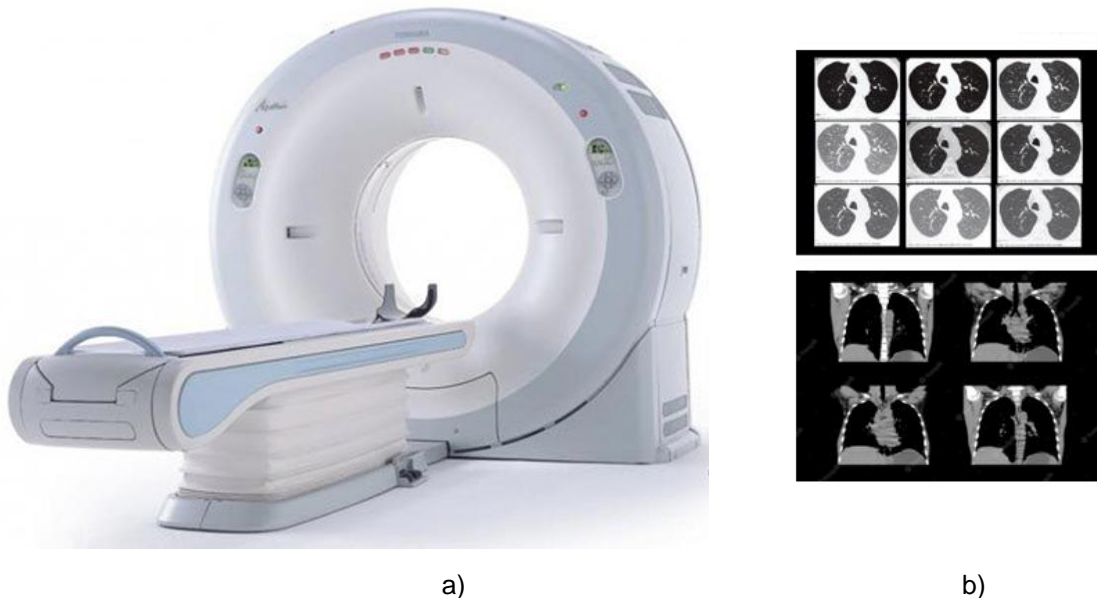


Figura. 1.25 Tomografía computarizada. a) Tomógrafo. b) Ejemplos de tomografías.

National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering (2021)

1.3.1.5 Gammagrafía ósea (GO)

Es una técnica derivada de la medicina nuclear, asimismo, se utiliza para evaluar patologías y adquirir imágenes del sistema musculoesquelético. La GO es una herramienta altamente confiable para el diagnóstico temprano y la evaluación de patologías óseas benignas, inicialmente se destinó para el diagnóstico y seguimiento de la enfermedad ósea metastásica. Las imágenes obtenidas de esta técnica son el resultado de la fijación de un radiofármaco en el hueso que mantiene o tiene aumentada su capacidad osteoblástica. El procedimiento comienza con la administración endovenosa de pertecnetato, un compuesto fosfonado marcado con un radioisótopo ^{99m}Tc , que luego se aloja en el hueso. Posteriormente, la emisión radioactiva de este compuesto es percibida por un receptor “gammacámara”, el cual toma y procesa la información dando como resultado una imagen tridimensional.

La ventaja sustancial de la GO sobre otras técnicas de imagen es su habilidad en la detección de los cambios funcionales óseos en etapas iniciales. Con la ayuda de esta herramienta, los cambios óseos frecuentemente pueden identificarse días, semanas o incluso meses antes de que sean clínicamente aparentes o radiológicamente detectables. (Minoves, 2002).



Figura. 1.26 Gammacámara
Medical Expo (2023)

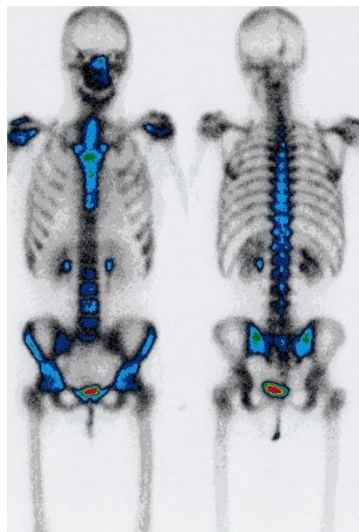


Figura. 1.27 Gammagrafías del cuerpo humano
CDI (2019)

1.3.2 VALORACIÓN DE LAS FUNCIONES CORPORALES

1.3.2.1 Goniometría

Disciplina destinada a la evaluación de ángulos en el campo de la medicina. Es decir, analiza y mide los ángulos formados a nivel de las articulaciones donde se unen los ejes longitudinales de los huesos. Los principales objetivos de este campo del conocimiento son cuantificar y evaluar objetivamente la falta de movilidad de una articulación valorando su ubicación en el espacio. En cada plano espacial, se evalúa el arco de movimiento, de esta forma, cuantifica la movilidad de la articulación. Los instrumentos de medida más usados en el área médica son el goniómetro e inclinómetros (Taboadela, 2007).

1.3.2.1.1 Goniómetros

Instrumentos bastante utilizados en la medición de los ángulos del sistema osteoarticular. Este instrumento de medición es un transportador que suele tener una forma circular o semicircular con una graduación de 180° o 360° , y las escalas pueden estar expresadas en divisiones cada 1° , cada 5° , o cada 10° . Este instrumento posee dos brazos (móvil y fijo) y un cuerpo. El brazo fijo en conjunto con el cuerpo permite la sujeción del instrumento. El brazo móvil, por el contrario, puede girar libremente alrededor del eje del cuerpo y muestra la medida en grados en la escala transportadora. (Taboadela, 2007).

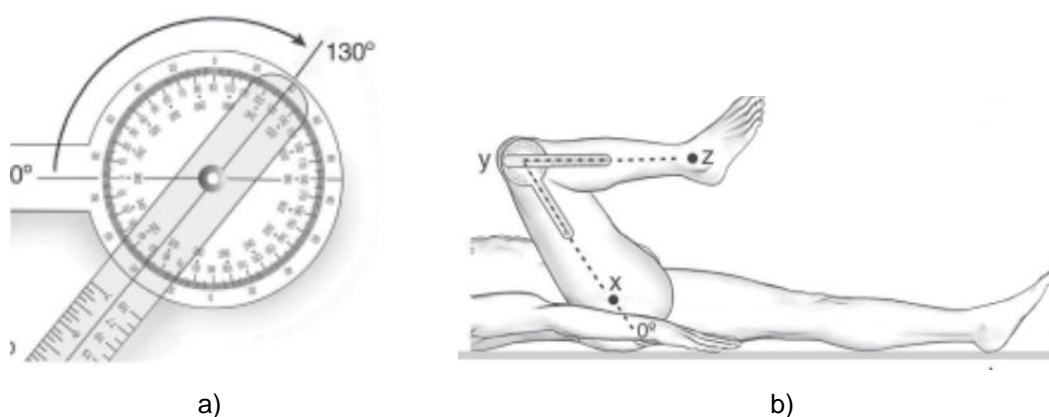


Figura. 1.28 Goniómetro. a) Instrumento de medición. b) Medición en flexoextensión.

Taboadela (2007)

1.3.2.1.2 Inclinómetros

Cuando no es posible aplicar el goniómetro correctamente, se utiliza el inclinómetro, herramientas de medición de ángulos. Los inclinómetros tienen la gran ventaja de no depender del instrumentista para su calibración, ya que las fuerzas de gravedad realizan dicha tarea. Adicionalmente, este instrumento ofrece un alto grado de repetitividad, porque elimina los errores que se puedan cometer por parte usuario al momento de colocar la posición inicial de medición. Finalmente, los inclinómetros se clasifican en: a) mecánicos, y a su vez se dividen en inclinómetros de péndulo y fluido; b) electrónicos (Taboadela, 2007).

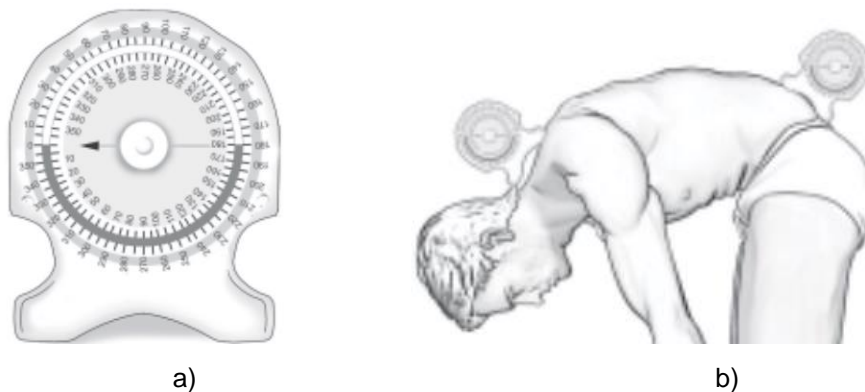


Figura. 1.29 Inclinómetro. a) Instrumento de medición. b) Medición de flexión lumbar.
Taboadela (2007)

1.3.2.2 Sensores inerciales

Los sensores inerciales permiten evaluar el movimiento humano gracias a las características eléctricas, mecánicas y sobre todo físicas, ya que al ser un dispositivo ligero no obstruye o altera los movimientos naturales de los sujetos bajo la medición. En el mercado existen varios tipos de sensores inerciales, pero los más utilizados son los módulos de unidades inerciales IMU's. Este instrumento es un encapsulado que combina tres tipos de sensores; giroscopios (cuantifican velocidad angular), acelerómetros (censa velocidad lineal), y magnetómetros (orientación norte magnético). Los IMU's pueden percibir pequeños cambios de movimiento, además de medir simultáneamente sobre los tres ejes (Mendez & Huertas, 2018).



a)



b)

Figura. 1.30 IMU'S. a) Instrumentos colocados en el cuerpo. b) Análisis 3D del movimiento.

BIOMECH (2021)

1.3.2.3 Evaluación de la fuerza muscular

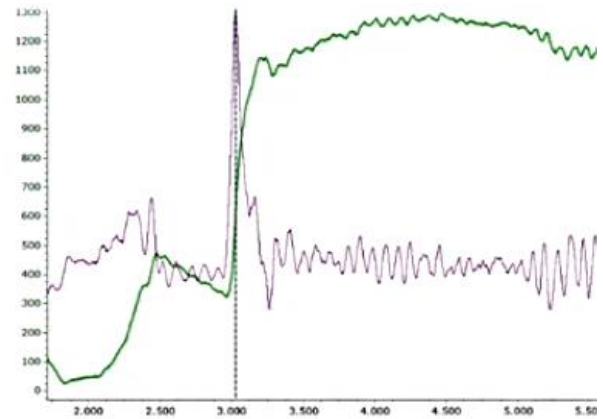
Es una actividad donde el paciente ejerce la mayor cantidad de fuerza posible para un movimiento específico que es resistido total o parcialmente. Los dinamómetros cuantifican la fuerza muscular generada en la actividad. En el caso de la rodilla, las fuerzas generadas pueden provenir de dos movimientos a) flexores, y b) extensores (Brown & Weir, 2001).

1.3.2.3.1 Dinamómetros isométricos

La fuerza aplicada a una carga pesada sin moverla se puede cuantificar mediante dinamometría estática o isométrica. Desde un punto de vista macro la longitud de los músculos permanece constante, sin embargo, en un sentido estricto, las fibras musculares realizan pequeños cambios en su longitud, mostrando además un estiramiento de las partes elásticas del músculo. La principal ventaja de utilizar dinamómetros isométricos es su sencillez y rapidez al momento de realizar la prueba, por otro lado, una de las limitaciones es la probable existencia de valores correlacionados, es decir, los valores de fuerza registrados pueden ser iguales en diferentes posiciones. De forma general, el uso de dinamómetros isométricos es altamente confiable, así lo demuestran los coeficientes de confiabilidad (correlaciones entre el 0.85 y 0.99) (Brown & Weir, 2001).



a)



b)

Figura. 1.31 Test fuerza isométrica máxima. a) Desarrollo del test. b) Resultados.

HP Sport Science (2019)

1.3.2.3.2 Dinamómetros isocinéticos

La dinamometría isocinética se encarga de cuantificar la fuerza que proviene de la ejecución dinámica de gestos. En esta tarea, la trayectoria de la articulación se sigue con una velocidad angular constante, y la resistencia se ajusta a la propia biomecánica del paciente.



Figura. 1.32 Equipo dinamómetro

INNOVAMÉDICA (2017)

Por otro lado, los dinamómetros isocinéticos tienen incorporado un taquímetro (velocidad de realización del movimiento) y un goniómetro (cuantifica el arco de movimiento). Finalmente, los dinamómetros se categorizan en: a) sistema pasivo, disipan la fuerza con la intervención de un freno sea este de origen mecánico, magnético, hidráulico o eléctrico, y b) sistema activo, la fuente de generación de trabajo positivo es un impulsor hidráulico o un servomotor electromecánico. (Huesa, García, & Vargas, 2005).

1.3.3 VALORACIÓN DE LAS ACTIVIDADES

El método de la valoración funcional de las actividades cuantifica y otorga información del estado funcional del sujeto cuando este realiza una actividad física en particular. Es decir, esta técnica describe las aptitudes y limitaciones que un sujeto tiene al momento de realizar actividades de la vida cotidiana, actividades recreativas, actividades laborales, interacciones sociales y otras acciones (Abat et al, 2021).

1.3.3.1 Escalas de valoración funcional

Esta técnica permite obtener una valoración inicial completa de la patología presente en el paciente. Las mediciones que se obtienen con este método son objetivas y subjetivas, lo cual permite valorar la evolución tras una intervención terapéutica en el tiempo. Las escalas de evaluación funcional también ofrecen métricas objetivas adicionales como; dolor, estado de salud, y movilidad de las articulaciones. Así también, información subjetiva, expectativas y satisfacción tanto antes como después del tratamiento. Para obtener los mejores resultados al momento de utilizar este método es recomendable utilizar al menos una prueba de actividad física pre y post lesión, uno de evaluación total del estado de salud, y dos específicos de la patología a tratar (Abat et al, 2021).

1.3.3.1.1 Escalas de dolor

El dolor se caracteriza como una experiencia emocional o sensorial desagradable que está relacionada con un daño tisular potencial o real, según la Asociación Internacional para el Estudio del Dolor (IASP). Desde una perspectiva pragmática

el dolor es una experiencia individual subjetiva, y actualmente no existe un método científico que pueda medirlo, además existe una serie de matices que acompañan a esta sensación y que pueden hacerla más fuerte. A la luz de estas restricciones, es necesario recurrir a herramientas que requieran poco esfuerzo por parte del paciente, sean simples de comprender y, lo más importante, que presenten validez y confiabilidad., de esta manera han surgido las escalas: analógica, verbal, numérica, grafica, etc. (Vicente et al., 2018).

1.3.3.1.2 Escalas funcionales específicas de la rodilla

A través de los años se ha venido buscando la manera de cuantificar la discapacidad que presenta un paciente en una articulación específica. Dado esto, ha surgido la idea de recoger la información de las sensaciones del paciente por medio de pruebas estandarizadas, y de esta manera poder analizarla y sobre todo llegar a un diagnóstico, es decir que muestre el grado de discapacidad que posee. A continuación, se citan varias de las pruebas más comunes efectuadas por los médicos especialistas.

La escala WOMAC (The Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index) desde una perspectiva psicométrica, ha sido considerado como uno de los mejores cuestionarios. Esta prueba consta de 17 ítems, que en conjunto tienen el objetivo de cuantificar la rigidez, el dolor y la capacidad funcional en un paciente. Adicionalmente, esta escala ha demostrado grandes propiedades de fiabilidad validez, y sensibilidad al cambio (Escobar et al, 2011).

La escala KOSS (Knee injury and Osteoarthritis Outcome Score) es una extensión de escala WOMAC. Esta herramienta es un instrumento específico para realizar la evaluación a corto y largo plazo de las consecuencias de la lesión de rodilla. La escala KOSS cuenta con 42 ítems, y genera información a partir de la opinión del paciente relacionado al estado de su rodilla y a las molestias que lo aquejan. Esta prueba ha sido separada en cinco subescalas puntuadas; dolor, funcionalidad en la vida diaria, funcionalidad en la recreación y deporte, otros síntomas y calidad de vida (Ross & Lohmander, 2003).

Escala Lysholm - Tegner es una escala para evaluar las lesiones de los ligamentos de rodilla. Presentada por primera vez en 1982, y presentando varias modificaciones, sobre todo en la inclusión de elementos subjetivos. A la presente la prueba consta de 8 elementos diferentes evaluados en una escala 100 puntos con 25 puntos atribuidos tanto a la inestabilidad como al dolor. La ventaja que muestra esta prueba es la posibilidad de observar los cambios en el nivel de actividad de un mismo paciente en diferentes periodos de tiempo (Lysholm & Tegner, 2007).

El sistema de clasificación IKDC (International Knee Documentation Committee) fue creado por un grupo reconocido de cirujanos ortopédicos. En sus inicios la escala constaba de 7 parámetros, los cuales abordaban el impedimento y discapacidad que presentaba el paciente en su rodilla. Adicionalmente, la escala permitía realizar una división de pacientes en cuatro diferentes grupos; normales, casi normales, anormal, y severamente anormal. Posterior, este sistema cambio y se implementó un cuestionario con factores subjetivos diferentes tales como los síntomas, actividades deportivas, y capacidad de ejecución. Según Irrgang el cuestionario presenta buenos resultados en torno a la fiabilidad, validez y capacidad de respuesta (Lysholm & Tegner, 2007).

El sistema Cincinnati knee fue creado para medir las actividades ocupacionales y atléticas, síntomas, y limitaciones funcionales en el deporte y la vida diaria. Esta escala contiene 11 elementos que incluyen secciones que miden el examen físico, estabilidad de la rodilla, pruebas y hallazgos radiológicos (Lysholm & Tegner, 2007).

1.3.3.2 Técnicas biomecánicas y de valoración funcional

La disciplina que estudia la mecánica aplicada en el cuerpo humano es la biomecánica, en otras palabras, es el estudio de las fuerzas y cómo impactan en el cuerpo humano. Esta rama del conocimiento es relativamente antigua, sus orígenes se remontan a la antigua Grecia cuando Aristóteles publicó el libro "Sobre el movimiento de los animales", en este artículo científico se presenta un análisis de la relación entre la acción muscular y el movimiento en animales y personas.

Posterior a esta primera aparición, tuvieron que transcurrir decenas de años para que los investigadores modernos pongan su atención en esta rama, y puedan desarrollar las técnicas biomecánicas que son aplicadas en las tecnologías para la salud y bienestar humano. Entre las técnicas más utilizadas se encuentran el estudio en vivo o en cadáveres y modelos biomecánicos virtuales. El primer método se encarga de cuantificar las variables físicas, además de estudiar y analizar el comportamiento físico de las diversas estructuras corporales cuando se encuentran sometidos a fuerzas. En cuanto al segundo método, se encarga de analizar la relación entre la elasticidad del tejido blando, la geometría articular y la mecánica articular a través del uso de métodos finitos (Balthazard, Currat, & Degache, 2015).

1.3.3.3 Registro de movimiento o análisis cinemático

El estudio del movimiento sin tener en cuenta las causas que conducen a él, es responsabilidad de la rama de la mecánica conocida como cinemática. Esta técnica permite encontrar las variables cinemáticas posición, velocidad y aceleración sea origen lineal o angular.

1.3.3.3.1 Elastografía ultrasonográfica

La elastografía ultrasonográfica es uno de los muchos usos de la ecografía; es un método de diagnóstico por imágenes en tiempo real con la libertad de utilizar ultrasonido en la evaluación cuantitativa de la rigidez del tejido. La elastografía o sonoelastografía (SE) se basa en la idea de que el tejido patológico y sano tienen diferentes grados de elasticidad, y esta variación se la puede cuantificar según la tensión ejercida sobre el tejido.

La elastografía se obtiene de la superposición de dos imágenes. La primera imagen corresponde a una anatómica en escala de grises, mientras que, la segunda imagen es una paramétrica en color. Esta combinación de imágenes muestra la rapidez con que se deforman los tejidos. Una velocidad de deformación alta caracteriza al tejido sano, mientras que, en el tejido patológico ocurre lo contrario, la velocidad de deformación es baja.

Dentro de las aplicaciones de la elastografía se encuentra la evaluación de las lesiones musculares traumáticas, y evaluación de la rigidez muscular de los pacientes con parálisis cerebral después del tratamiento con toxina botulínica. Por otro lado, este método presenta limitada investigación y falta de estandarización. Actualmente, los numerosos métodos de procesamiento y algoritmos utilizados en elastografía dificultan la interpretación de los datos. (Castrejón et al, 2013).

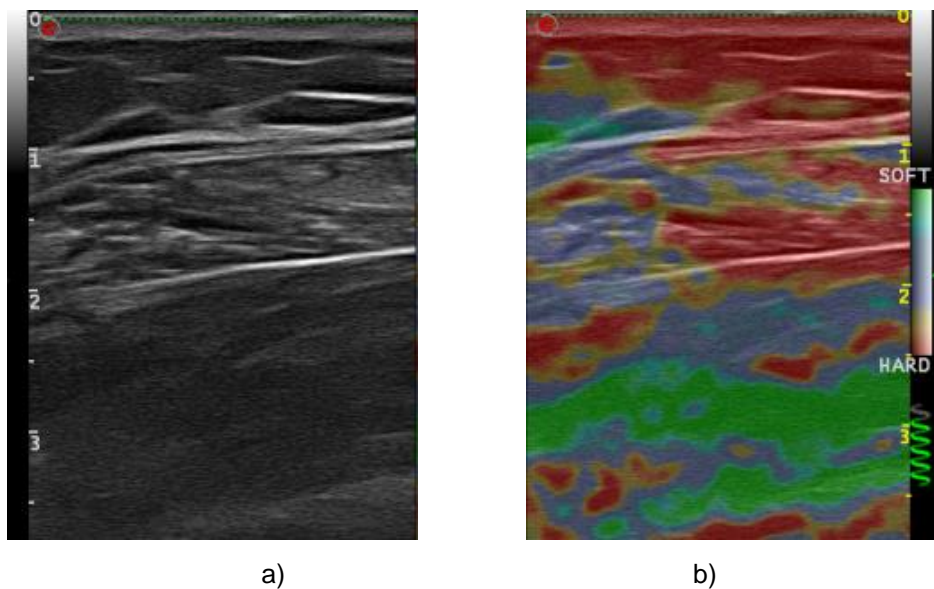


Figura. 1.33 Sonoelastografía. a) Imagen capturada por ultrasonido. b) Imagen procesada.
Castrejón et al (2013)

1.3.3.3.2 Fotogrametría

La fotogrametría es un método de medición indirecta que utiliza el video para registrar las coordenadas. Según el tipo de movimiento y las variables a estudiar se realiza un análisis en 2D o 3D. En el caso de estudiar solo un par de variables durante el movimiento, se puede recurrir a el estudio bidimensional, es decir solo en el plano. Cuando se requiere información más completa del movimiento es necesario a un análisis 3D. Respecto al análisis tridimensional este tiene un mayor grado de complejidad, dado que se realiza la calibración espacial a partir de coordenadas planares de la filmación de un objeto con cada una de las cámaras y las medidas reales de este objeto. En este tipo análisis se utiliza el algoritmo matemático DIT. Las herramientas necesarias para un análisis de fotogrametría son: a) sistemas de cámaras e iluminación, b) sistema de grabación y

procesamiento de imágenes, c) sistema de referencia (calibración del equipo), d) marcadores reflectivos (colocados sobre referencias técnicas o anatómicas).

Los tipos de marcadores más utilizados son pequeñas esferas reflectantes con un sistema para fijarlas sobre la ropa o la piel. Se sitúan sobre los segmentos anatómicos o puntos a estudiar, además, funcionan en conjunto con un sistema de iluminación, por lo general luz infrarroja. La precisión y la exactitud son las ventajas que presenta el sistema de fotogrametría en el estudio del movimiento humano. Sin embargo, la precisión depende de varios factores, entre ellos; número de cámaras empleadas y marcadores por segmento, dimensión de los marcadores, y proceso de calibración del sistema.



Figura. 1.34 Sistema de fotogrametría.

Gomez et al. (2020)

Finalmente, una vez capturadas las coordenadas espaciales de los puntos a analizar se procede a calcular todos los paramétricos cinemáticos, tanto lineales como angulares. Esto permite conocer toda la información espacial y temporal completa de cómo se realiza un determinado movimiento o gesto (García , Biosca, & Válios , 1997).

1.3.3.3.3 Electromiografía

La electromiografía EMG se encarga del estudio de la actividad muscular mediante el análisis del pulso eléctrico derivado de los músculos. Al realizar un movimiento o gesto en particular los músculos producen o liberan un potencial de acción muscular, la misma que está íntimamente relacionada con las tensiones de las fibras musculares, y a su vez con la fuerza que se ejerce sobre las inserciones (espacio en el cual los músculos se unen a los huesos). Los instrumentos que permiten cuantificar la señal generada por el movimiento muscular son los electrodos de agujas o de superficie.

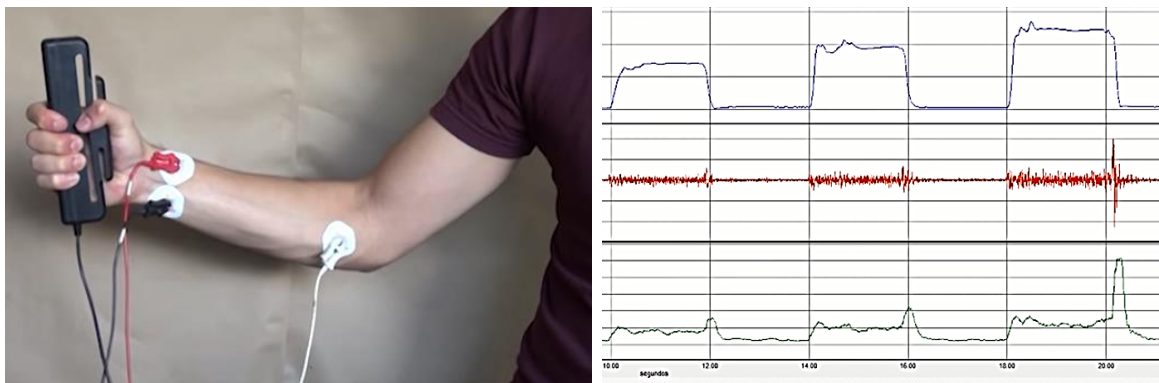


Figura. 1.35 Ejemplo de señal de electromiografía.
Fisiología UCR (2019)

En el campo de la biomecánica se utilizan los electrodos de superficie, instrumentos que permiten realizar procedimientos no invasivos y que cuantifican la actividad o señales de grupos musculares superficiales, es decir, registro de la señal de un músculo cuya profundidad no sea mayor a 20mm. El análisis de la información consta de dos etapas. La primera es un preprocesamiento de la información, se realiza un filtrado de señal, es decir, se elimina el ruido. La segunda etapa consiste en hallar el valor medio de la señal, y posterior el área bajo la curva de esta, las

unidades vienen dadas en microvoltios y microvoltios por segundo, respectivamente. Mediante el uso de EMG, podemos identificar los grupos de músculos que contribuyeron a la creación de una acción o gesto específico. La EMG también es utilizada en trabajos relacionados con la respuesta muscular a la fatiga, conductividad nerviosa (García , Biosca, & Válios , 1997).

1.3.3.4 Registro de cargas o análisis dinámico

Las técnicas que se tratarán en este apartado se basan en el principio de la dinámica, campo de la física que se encarga de investigar las fuerzas que provocan el movimiento.

1.3.3.4.1 Plantillas de presión o instrumentadas

Estas herramientas permiten monitorear y examinar las presiones creadas al caminar o al ejecutar otra actividad física entre el pie y la plantilla del zapato. Permite obtener las regiones de mayor presión, información muy relevante para la implementación de distintas aplicaciones como; diseño y evaluación de calzado, asimismo, creación de plantillas correctoras y de rehabilitación. Estos sistemas se encuentran compuestos por sensores resistivos o capacitivos distribuidos uniformemente sobre la plantilla.

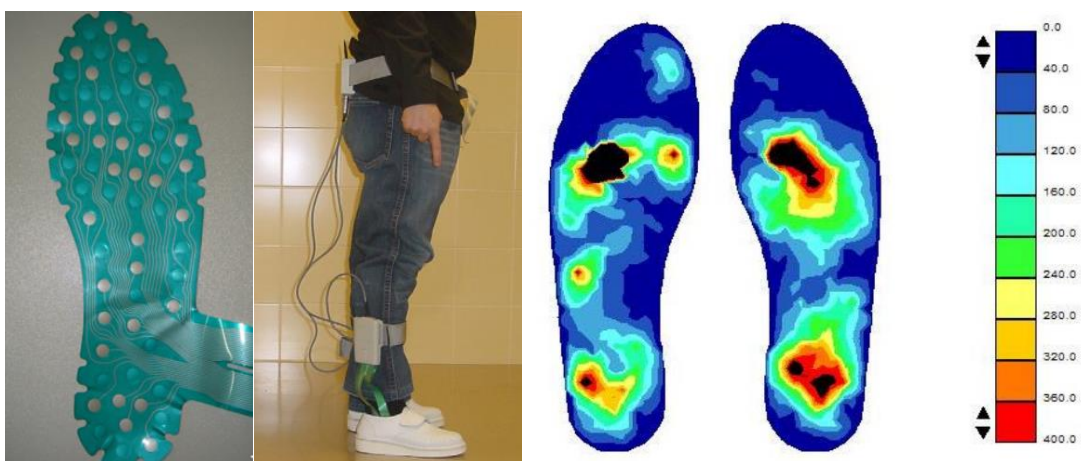


Figura. 1.36 Test con plantillas instrumentadas.
Martínez et al (2007)

Esta herramienta genera una imagen en dos dimensiones. Se presentan distintas regiones coloreadas dependiendo de los niveles de presión. Finalmente, las plantillas no son un instrumento altamente utilizado en el análisis biomecánico, ya que puede afectar el confort del calzado (Medina Ripoll, 2018).

1.3.3.4.2 Plataforma dinamométrica

Es un dispositivo electrónico que normalmente consta de sensores piezoeléctricos o células de carga adheridas a una superficie sólida. Las plataformas miden y analizan las fuerzas reactivas derivadas de un movimiento en particular. Adicionalmente, estos instrumentos pueden ser utilizados en el estudio del equilibrio, análisis de la potencia en el salto, y evaluación del amortiguamiento del calzado. Las plataformas dinamométricas presentan algunas limitaciones entre ellas se mencionan; disposición (es necesario una instalación específica para su correcto funcionamiento, generalmente se construye una pista elevada sobre el suelo o se habilita un foso), y no versátil, (debido a su peso y falta de portabilidad, estos instrumentos solo pueden usarse en entornos estacionarios como laboratorios) (Medina Ripoll, 2018).



Figura. 1.37 Pista de marcha.

Collado (2002)

1.4 MODELOS CINEMÁTICOS

Los modelos cinemáticos estudian las relaciones entre las posiciones, velocidades, y aceleraciones lineales como angulares, de los cuerpos rígidos sin considerar las causas o fuerzas que intervienen en dichos desplazamientos. Los modelos cinemáticos son relativamente importantes, ya que, además de reproducir el movimiento de una articulación, es la base para la implementación de los modelos dinámicos (Sanjuan et al., 2005).

En este capítulo se abordará los diferentes modelos utilizados para describir la cinemática de las distintas articulaciones. El capítulo iniciara con los modelos articulares, continuara con la cinemática de posición, y finalizara con los desplazamientos finitos e infinitesimales.

1.4.1 MODELO ARTICULAR O ESQUELETICO

Los modelos articulares idealizan al sistema musculoesquelético como una cadena cinemática abierta, en la cual se desprecian las fuerzan internas provenientes de músculos, tendones, ligamentos, etc. En este apartado se iniciará con una introducción a los modelos articulares, posterior se abordará los métodos utilizados para describir la cinemática articular, y finalmente se mencionará los distintos modelos articulares.

Los modelos articulares son el núcleo de MKO (Optimización cinética global o multicuerpo). Se han propuesto una serie de modelos articulares para cada articulación del miembro inferior, dando como resultado a diferentes modelos de miembros inferiores según su combinación.

Los primeros modelos de miembros inferiores adoptaron pares inferiores simples para restringir el movimiento de los segmentos adyacentes, siendo las más comunes articulaciones esféricas (S) y revoluta (R). Uno de los primeros modelos en representar el miembro inferior fue el de Lu y O'Connor, este constaba de tres segmentos articulados por dos pares esféricos (S-S). Después de este trabajo se presentaron diferentes modelos tales como el de Charlton et al., el cual constaba

de tres pares esféricos (S-S-S), otro modelo relevante es el de Reinbolt et al., compuesto por un par esférico, un par revoluto, y dos pares esféricos (S-R-2R). Una ventaja relativamente significativa de estos modelos es que elimina la aparente dislocación de las articulaciones (Leardini et al., 2017).

Por otro lado, los modelos citados presentan una excesiva simplificación de la anatomía para las articulaciones de rodilla y tobillo, por lo cual no se podía reproducir el movimiento fisiológico. Entre las dificultades más importantes se encontraron es que al colocar un par de tipo revoluto (R) este obliga a la articulación a girar sobre un eje fijo, lo cual no es real, ya que el eje varía. Asimismo, al modelar con un par del tipo esférico (S) este evita la translación conjunta de la articulación (Leardini et al., 2017).

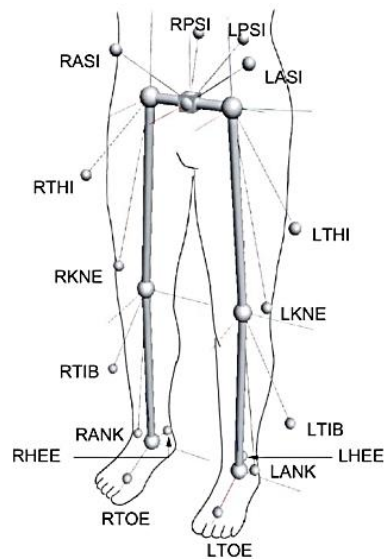


Figura. 1.38 Modelo articular de Charltón et al.
Charltón et al. (2004)

Para eliminar las limitaciones anteriormente citadas se puede modelar articulaciones con un mayor número de pares inferiores. Estos modelos mejoran el realismo a expensas de introducir redundancia cinemática, y complejidad, lo que limita su uso para la rutina clínica o aplicaciones ergonómicas (Page et al., 2011).

Una forma más efectiva de solucionar estas limitaciones es utilizar el eje helicoidal instantáneo (IHA) para caracterizar los movimientos articulares. Pero, el IHA no

proporciona un modelo conjunto, ya que el IHA no representa la posición ni la orientación relativa. Estas propiedades deben valorarse a través de un análisis de desplazamiento finito por separado. El equivalente del IHA en movimiento plano es el centro instantáneo de rotación (ICR) (Page et al., 2011).

1.4.1.1 Modelo de bisagra

Es el modelo más esencial, idealiza la articulación de la rodilla como una cadena cinemática abierta compuesta por dos eslabones. El fémur es el eslabón fijo, mientras que, la tibia es el eslabón con libre movilidad. La rotación de la tibia alrededor de un eje fijo que se coloca entre los dos eslabones define la movilidad. (Sanjuan et al., 2005).

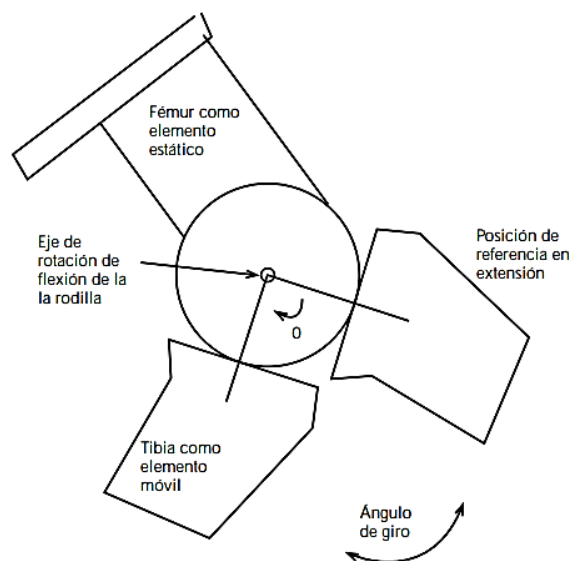


Figura. 1.39 Modelo de bisagra
Sanjuan et al. (2005)

1.4.1.2 Mecanismo de unión cruzada de cuatro barras

Utilizando este modelo, se establecen dos eslabones óseos (inserciones del ligamento cruzado en la tibia y el fémur conectados entre sí por una línea.), así como, dos eslabones ligamentosos (LCA y LCP). Este modelo tiene en cuenta el movimiento de flexoextensión y la rotación del fémur sobre la tibia, además idealiza que este movimiento se obtiene por la tracción isométrica en cada una de las fibras

de los ligamentos. Esto con lleva a considerar que los ligamentos cruzados son barras rígidas, además, en el punto de intersección se sitúa el centro de rotación.

Este modelo presenta varias limitaciones, entre ellas se menciona una simplificación biomecánica algo precisa, dado que, los ligamentos cruzados son considerados como estructuras que trabajan en modo isométrico en todo momento, pero, la tensión isométrica solo se presenta en un 40% del ciclo. La restricción de movimientos es otra limitación, ya que, es un modelo con dos grados de libertad. No se puede representar los movimientos de la abducción y aducción, asimismo, las translaciones laterales y la rotación tibial (Sanjuan et al., 2005).

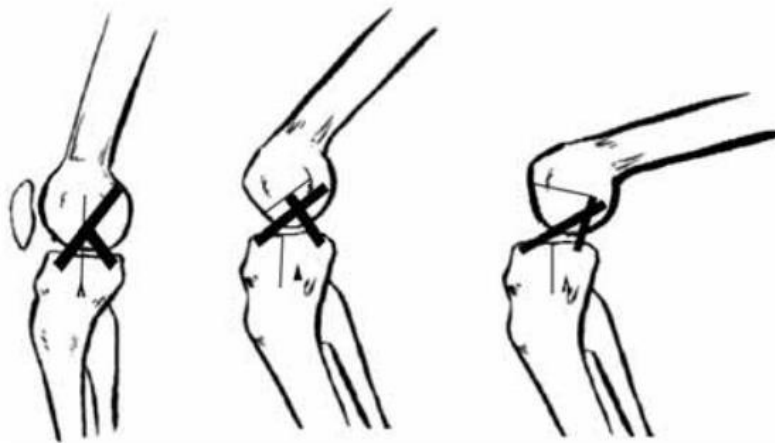


Figura. 1.39 Modelo de cuatro barras
Sanjuan et al. (2005)

1.4.1.3 Modelo de ball and socket

Idealiza a la rodilla como una esfera, la cual, posee tres grados de libertad. Además, los movimientos son definidos por tres planos ortogonales. Por lo mencionado, la movilidad progresa a través de esferas concéntricas en un punto fijo, el cual está ubicado sobre el centro de la articulación. Los ejes generados por las intersecciones de los planos se describen a continuación.

Por las inserciones de los ligamentos laterales y los ligamentos cruzados de la rodilla a traviesa el eje condilar posterior. En el rango de flexión de 15° a 150° el eje es efectivo, además, forma un ángulo de 7 grados con el eje sagital. Cuando la

rodilla está completamente flexionada aparece el eje condilar distal, que tiene un radio de curvatura significativamente mayor que el anterior.

Los ligamentos, en particular el cruzado anterior y el colateral medial, así como las formas de los meniscos y las mesetas tibiales, regulan el eje longitudinal de rotación.

Finalmente, existe el modelo variante denominado esférico con dos grados de libertad. Aquí se muestran dos modificaciones respecto al modelo de ball and socket. Por un lado, considera al miembro inferior como una barra rígida, en este sentido, se aprecia el movimiento tanto de flexo extensión como el de abducción aducción, asimismo, se desprecia el deslizamiento. Por otro lado, se establece las rotaciones tibial y flexión, sobre el centro articular.

1.4.1.4 Modelos de 6 grados de libertad

Finalmente, se discutirán varios modelos de articulación de rodilla con seis grados de libertad en tres dimensiones.

1.4.1.4.1 Articulación con 6 grados de libertad.

Tres grados de libertad en rotación y tres grados de libertad en traslación son las características que definen la movilidad. El movimiento se conceptualiza como la rotación y translación de dos cuerpos, uno respecto al otro, o la traslación de puntos particulares de dos miembros entre sí.

Desplazamientos rotacionales

El movimiento de flexoextensión ocurre sobre el eje medio lateral, además, el cual puede ocupar distintas posiciones, entre ellas; línea paralela a la línea epicondílea y perpendicular a la inserción proximal del LCP, una línea que conecta los ligamentos colaterales medial y lateral en sus puntos iniciales, finalmente, una línea que atraviesa los cóndilos femorales.

Sobre el eje anteroposterior se desarrolla el movimiento de abducción y aducción. Además, el eje atraviesa el centro de la rodilla y se prolonga hacia un punto sobre la tibia. Para las extensiones medias, el punto se sitúa ligeramente posterior a la parte media de la meseta en la tibia medial. Pero, el punto pasa por el centro de la espina tibial para flexiones que van de 0 a 120 grados.

Alrededor del eje tibial tiene lugar la rotación interna y externa. La línea transepicondilar y el eje epicondilar se cruzan en el punto medio de los epicóndilos, donde se deriva el eje tibial

Desplazamientos traslacionales

A lo largo del eje medio lateral, se desarrolla el desplazamiento medio-lateral. El eje medio lateral atraviesa por los puntos más lejanos de los cóndilos femorales.

El desplazamiento antero - posterior ocurre sobre el eje del mismo nombre, con relación a la tibia. Asimismo, el eje gira con la flexión de la tibia para mantener la condición de perpendicularidad con respecto al eje longitudinal de la misma.

Se forma un ángulo de 2° en el eje longitudinal de la tibia para producir el movimiento de compresión - distracción a lo largo del eje proximal-distal (Sanjuan et al., 2005).

1.4.1.4.2 Sistema helicoidal

Considera que el movimiento relativo no resulta de una sucesión instantánea de posiciones, sino de desplazamientos sucesivos. El movimiento se deriva por el cambio de posición de un cuerpo como una rotación y traslación a lo largo de un eje helicoidal. La forma que se utiliza para cuantificar la posición relativa es a través de cálculos matemáticos basados en una matriz cuadrada de 4x4 elementos. Los datos que ingresan en la matriz son los elementos pertenecientes a la posición fija (el fémur) posición conocida. Y posteriormente, obtener la posición del elemento móvil (la tibia) (Sanjuan et al., 2005).

1.4.1.4.3 Sistema de las dos ruedas

Conceptualiza al eje de flexo extensión como un eje variante, este va ocupando distintas posiciones a lo largo del movimiento. El cambio se crea en el momento en que según la superficie del cóndilo se pueda localizar en relación con un plano de contacto (zona tibial), por cóndilo, hay dos centros de rotación, cada uno con radio diferente.

Acoplado dos ejes a las dos circunferencias correspondientes, se obtendrá, una configuración que consta de dos barras y dos ruedas. Este sistema, calcula el movimiento respecto a un plano preestablecido, ya que los cóndilos femorales presentan una superficie elongada y asimétrica. Asimismo, el cóndilo medial muestra un área sagital conformada mediante los arcos de dos circunferencias, derivados de la faceta de flexión y extensión. Estos arcos muestran radios no tangentes, además, se genera un ángulo de 11 [°] entre los dos centros (Sanjuan et al., 2005).

1.4.2 CINEMÁTICA DE LA POSICIÓN

Como se trató en el apartado anterior, el sistema musculoesquelético se idealiza como una cadena cinemática abierta, compuesta por eslabones (componentes óseos) y pares cinemáticos (ligamentos, tendones). Cuando un individuo realiza un gesto funcional esto conlleva a que todos los elementos que conforman dicha cadena realicen un movimiento espacial. Poder encontrar la posición y orientación de cada uno de estos elementos permiten describir la cinemática del movimiento.

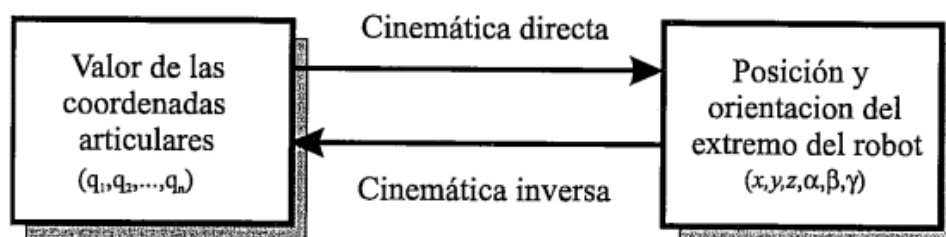


Figura. 1.40 Relación entre cinemática directa e inversa

Barrientos et al. (2007)

Para describir la cinemática de un cuerpo, existen dos enfoques principales. Por un lado, la cinemática directa utiliza los valores de las coordenadas articulares para definir la posición y orientación de un cuerpo sólido. Mientras que, la cinemática inversa es básicamente opuesto al primer modelo. A partir de los valores de posición y orientación del cuerpo en el espacio se determina los valores de las coordenadas articulares (Barrientos et al., 2007).

Antes de profundizar en las herramientas de la cinemática inversa y directa, se tocará conceptos previos, lo cuales son los fundamentos para el desarrollo de las herramientas mencionadas.

1.4.2.1 Localización espacial

Es esencial contar con una serie de herramientas matemáticas, las cuales cuantifiquen y especifique la orientación y posición de los cuerpos rígidos en el espacio. Además, deben ser lo suficientemente potentes como para permitir obtener rápidamente las relaciones espaciales entre varios cuerpos. (Barrientos et al., 2007).

1.4.2.1.1 Representación de la posición

Es necesario el uso de una herramienta matemática que describa la ubicación espacial de los puntos de un cuerpo rígido, en este sentido, una de las formas más utilizadas son las coordenadas cartesianas, pero existen otros sistemas que son igual de validos como son las coordenadas polares, cilíndricas y esféricas (Barrientos et al., 2007).

En el plano (dos dimensiones), la ubicación de un punto se describe mediante dos grados de libertad, por ende, la posición estará definida por dos componentes independientes. Mientras que, en un espacio tridimensional se emplearán tres elementos independientes (Barrientos et al., 2007).

Coordenadas cartesianas

Son sistemas de referencia definidos a través de ejes perpendiculares entre sí, además, con su origen definido. Los sistemas pueden ser planares o espaciales. Un punto “p” en el plano es expresado por los elementos (x, y) correspondiente a los ejes coordenados del sistema OXY. Además, el punto “p” está relacionado a un vector $p(x, y)$, inicia en el origen “O” y termina en el punto a (Figura 1.40-a). En el espacio, la posición del punto “p” es descrito mediante las coordenadas (x, y, z) , y por el vector $p(x, y, z)$ (Barrientos et al., 2007).

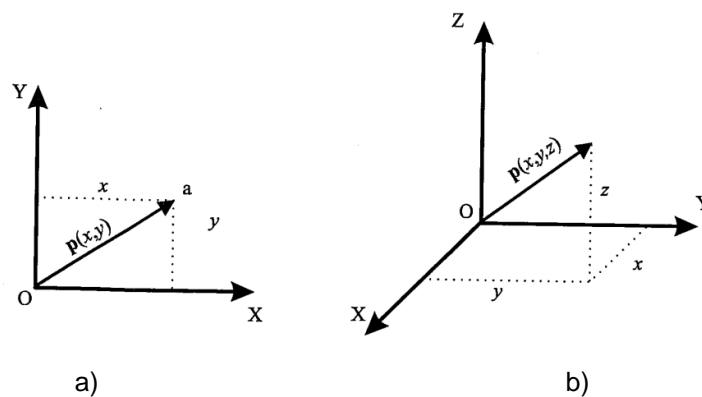


Figura. 1.41 Posición de un punto. a) En el plano (2D). b) En el espacio (3D).
Barrientos et al. (2007)

1.4.2.1.2 Representación de la orientación

Mediante los valores de la posición, un punto “p” está completamente definido, sea en el plano o en el espacio, sin embargo, esto no es aplicable en un cuerpo rígido. A parte de la posición, es esencial contar con la orientación respecto a un sistema de referencia fijo OXYZ.

Matriz de rotación

Método para describir orientaciones que se utiliza con mayor frecuencia, principalmente, por la simplicidad que ofrece el algebra matricial. La orientación del sistema móvil respecto a un marco fijo es descrita mediante el uso de la matriz de rotación. Además, transforma las coordenadas de un vector de un sistema a otro, y viceversa (Barrientos et al., 2007). Se genera una matriz de rotación para a cada uno de los giros sobre un eje en particular, como se describe en la Tabla 1.1.

Tabla 1.1

Matrices de rotación alrededor de los ejes

Descripción	Matriz de rotación
Rotación de α alrededor del eje z	$\begin{bmatrix} \cos\alpha & -\text{sen}\alpha & 0 \\ \text{sen}\alpha & \cos\alpha & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$
Rotación de β alrededor del eje y	$\begin{bmatrix} \cos\beta & 0 & \text{sen}\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\text{sen}\beta & 0 & \cos\beta \end{bmatrix}$
Rotación de γ alrededor del eje x	$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\gamma & -\text{sen}\gamma \\ 0 & \text{sen}\gamma & \cos\gamma \end{bmatrix}$

Nota. Información obtenida de Barrientos et al.

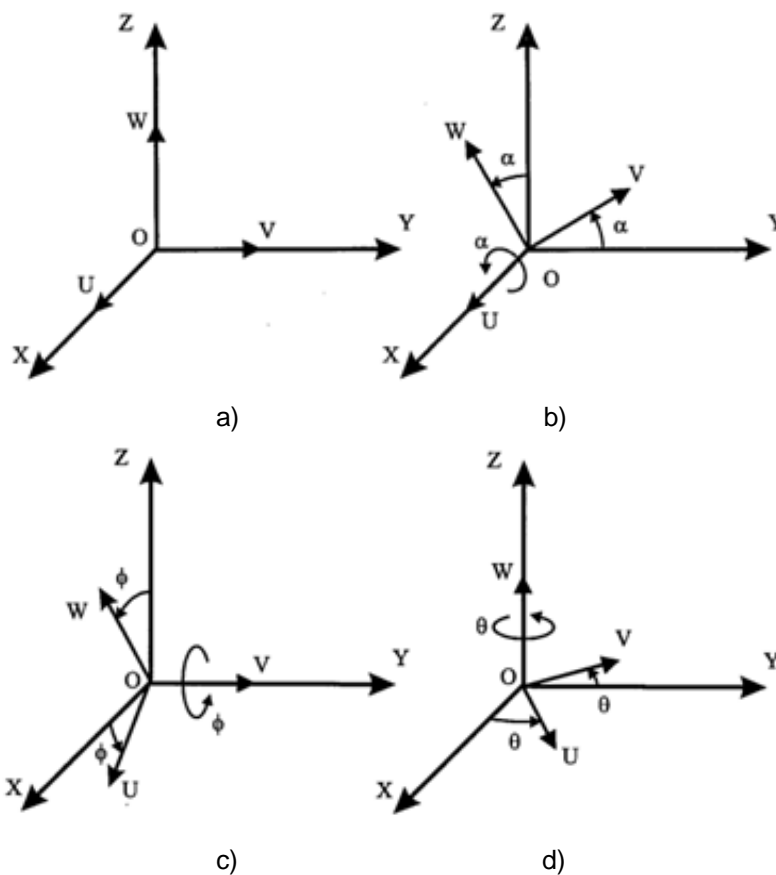


Figura. 1.42 Rotación alrededor de los ejes a) Sistema de referencia fijo.
 b) Rotación alrededor de X. c) Rotación alrededor de Y. d) Rotación alrededor de Z.

Barrientos et al. (2007)

Adicionalmente, dependiendo del número y tipo de pares cinemáticos que posea la cadena cinemática, un cuerpo rígido (eslabón) puede tener varias rotaciones, por lo tanto, es necesario agrupar este conjunto de finitas rotaciones en un arreglo matemático denominado como la composición de matrices de rotación R_n^0 (Barrientos et al., 2007).

$$R_n^0 = R_1^0 R_2^1 R_3^2 R_4^3 \dots R_n^{n-1} \quad (1)$$

Matriz de transformación homogénea

La matriz de rotación presenta una limitación bastante relevante, y es que no puede describir la posición y orientación de un sólido en el espacio cuando el cuerpo sólido gira y se traslada. Para solventar esta necesidad aparece la matriz de transformación homogénea T. Es una matriz cuadrada de orden 4x4, la cual expresa la transformación coordinada entre dos marcos de referencia de una forma compacta (Barrientos et al., 2007).

$$T = \begin{bmatrix} R_{3x3} & P_{3x1} \\ f_{1x3} & W_{1x1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{Rotación} & \text{Traslación} \\ \text{Perspectiva} & \text{Escalado} \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$T = \begin{bmatrix} R_{3x3} & P_{3x1} \\ f_{1x3} & W_{1x1} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{Rotación} & \text{Traslación} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Cuatro submatrices de distinto tamaño forman la matriz T. En este sentido la submatriz R_{3x3} representa la rotación, P_{3x1} es la translación, f_{1x3} representa la transformación de perspectiva, que en este análisis se la considera nula, y W_{1x1} representa un escalado global el cual es 1.

1.4.2.2 Cinemática directa

El modelo articular conceptualiza a la rodilla como una cadena cinemática abierta formada por eslabones unidos entre sí mediante articulaciones. Con la implementación y uso de un sistema de referencia fijo es factible describir la localización de dichos eslabones. Por lo tanto, la cinemática directa se resume en hallar la matriz de transformación homogénea T. La cual relacione la orientación y

posición del enésimo eslabón respecto al sistema fijo. Las coordenadas articulares tendrán efecto sobre la matriz T.

1.4.2.2.1 Resolución de la cinemática directa a través de matrices de transformación homogénea

La cinemática directa consiste en hallar relaciones que permitan localizar espacialmente a un sólido rígido (eslabón) partiendo de los valores de sus coordenadas articulares. Los ángulos de Euler y las coordenadas cartesianas son las herramientas utilizadas que permiten describir la orientación y posición de un cuerpo sólido (Barrientos et al., 2007).

Cuando se trata de un modelo articular relativamente sencillo, por ejemplo, un modelo articular con dos grados de libertad, las relaciones matemáticas se obtienen mediante consideraciones geométricas básicas.

Un enfoque sistemático basado en las matrices de transformación homogénea puede plantearse para modelos articulares con n grados de libertad. La matriz de transformación homogénea ${}^{i-1}A_i$ muestra la orientación y la posición relativa de los sistemas que están conectados a dos eslabones consecutivos. (Barrientos et al., 2007).

Por lo descrito, 0A_1 describe orientación y posición del sistema de referencia del primer eslabón respecto a la base. De igual modo, 1A_2 y 0A_4 define la orientación y posición, del segundo eslabón con relación al primero, y el cuarto eslabón respecto a la base, respectivamente. En general, ${}^{i-1}A_i$ con i desde 1 hasta k, se puede figurar total o parcialmente la cadena cinemática del modelo articular. (con i desde 1 hasta k) (Barrientos et al., 2007).

1.4.2.2.2 Representación de Denavit Hartenberg en la resolución de la cinemática directa

El modelo de Denavit Hartenberg es la forma más común de describir la relación existente entre dos elementos contiguos. Asimismo, es una técnica matricial que establece de forma organizada un sistema de coordenadas $\{S_i\}$ conectado a cada eslabón i de una cadena articulada. Finalmente, se pueden obtener las ecuaciones cinemáticas, ya sea de toda la cadena o solo de una parte.

Se puede ir de un sistema a otro utilizando cuatro transformaciones básicas si se seleccionan correctamente los sistemas de coordenadas asociados a cada eslabón. Cada transformación depende de las características geométricas de cada eslabón.

Las transformaciones se basan en una serie de translaciones y rotaciones, en este sentido, relacionan los sistemas de referencias de los elementos i e $i-1$. A continuación, se detallan las transformaciones.

a) Rotación alrededor del eje z_{i-1} un ángulo θ_i

$$T(z, \theta_i) = \begin{bmatrix} C\theta_i & -S\theta_i & 0 & 0 \\ S\theta_i & C\theta_i & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

b) Translación a lo largo de z_{i-1} una distancia d_i ; vector d_i (0,0, d_i)

$$T(0,0, d_i) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

c) Translación a lo largo de x_i una distancia a_i ; vector a_i (0,0, a_i)

$$T(a_i, 0,0) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_i \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

d) Rotación alrededor del eje x_i un ángulo α_i

$$T(x, \alpha_i) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & C\alpha_i & -S\alpha_i & 0 \\ 0 & S\alpha_i & C\alpha_i & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

Las transformaciones se han de realizar en el siguiente orden

$${}^{i-1}A_i = T(z, \theta_i) T(0,0, d_i) T(0,0, a_i) T(x, \alpha_i) \quad (8)$$

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} C\theta_i & -C\alpha_i S\theta_i & S\alpha_i S\theta_i & a_i C\theta_i \\ S\theta_i & C\alpha_i C\theta_i & -S\alpha_i C\theta_i & a_i S\theta_i \\ 0 & S\alpha_i & C\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

Los parámetros de Denavit Hartenberg son $\theta_i, a_i, d_i, y \alpha_i$, mediante los cuales, se derivan las matrices ${}^{i-1}A_i$. Además, establecen las diversas relaciones de los eslabones de la cadena cinemática.

Es necesario que los sistemas $\{S_1\}$ y $\{S_{i-1}\}$ se hayan elegido en base a unas normas específicas, así como con la definición de los 4 parámetros de Denavit Hartenberg, para que la matriz ${}^{i-1}A_i$ pueda relacionarlos.

Con el propósito que la matriz relacione adecuadamente los sistemas $\{S_1\}$ y $\{S_{i-1}\}$, es esencial que estos se hayan elegido en base a determinadas normas junto con la definición de los 4 parámetros de Denavit Hartenberg. Esto genera el algoritmo para la resolución de problemas cinemáticos directos cuando se utiliza en conjunto (Barrientos et al., 2007).

Denavit Hartenberg algoritmo

D-H 1. La base fija se califica como eslabón cero, y se numera a todos los eslabones. El numero 1 representa al primer eslabón móvil, mientras que, el número n corresponde al último eslabón móvil de la cadena cinemática.

D-H 2. Enumerar cada articulación, inicia en 1 y termina en n.

D-H 3. Ubicar el eje de cada articulación, sea esta rotativa o prismática. En relación a la primera, el eje es su propio eje de giro, mientras que, en el segundo caso, el eje será a lo largo del desplazamiento.

D-H 4. Coloque el eje z_i en el eje de la articulación $i+1$ para pasar de 0 a $n-1$.

D-H 5. En cualquier ubicación a lo largo del eje, coloque el origen del sistema base $\{S_0\}$. Para crear un sistema dextrógiro con z_0 , los ejes x_0 e y_0 se colocarán en consecuencia.

D-H 6. Colocar el sistema $\{S_1\}$ (solidario al eslabón i), en el punto donde el eje z_i y la recta normal común a z_{i-1} y z_i se cruzan para ir de 1 a $n-1$. Si los ejes fuesen paralelos $\{S_1\}$ se ubicará en la articulación $i+1$.

D-H 7. En la línea normal común a z_{i-1} y z_i , situar x_i

D-H 8. Colocar y_i de modo que al combinar con x_i y z_i se forme un sistema dextrógiro.

D-H 9. Para que z_n y z_{n-1} sean paralelos entre sí, además, x_n sea normal tanto z_n y z_{n-1} , se debe colocar el sistema $\{S_n\}$ en el extremo del robot.

D-H 10. Para hacer que x_{i-1} y x_i sean paralelos, se obtiene el ángulo θ_i , el cual debe rotarse alrededor de z_{i-1}

D-H 11. Obtener d_i como la distancia a lo largo de z_{i-1} que sería necesaria para mover $\{S_{i-1}\}$ y alinear x_i y x_{i-1} .

D-H 12. Identificar a_i como la distancia medida a lo largo de x_i (que ahora coincidiría con x_{i-1}) que el nuevo $\{S_{i-1}\}$ tendría que recorrer para que su origen coincidiese con $\{S_i\}$.

D-H 13. Encontrar α_i como el ángulo que necesitaría rotar alrededor de x_i (que ahora coincidiría con x_{i-1}), para el nuevo $\{S_{i-1}\}$ coincida completamente con $\{S_i\}$.

D-H 14. Obtener las matrices de transformación ${}^{i-1}A_i$.

D-H 15. Encontrar la matriz de transformación ($T = {}^0A_1, {}^1A_2, \dots, {}^{n-1}A_n$) que conecte el sistema base con el último sistema del robot.

D-H 16. En función de las n coordenadas de las articulaciones, la matriz T determina la orientación (submatriz de rotación) y posición (submatriz de translación) del extremo referido a la base.

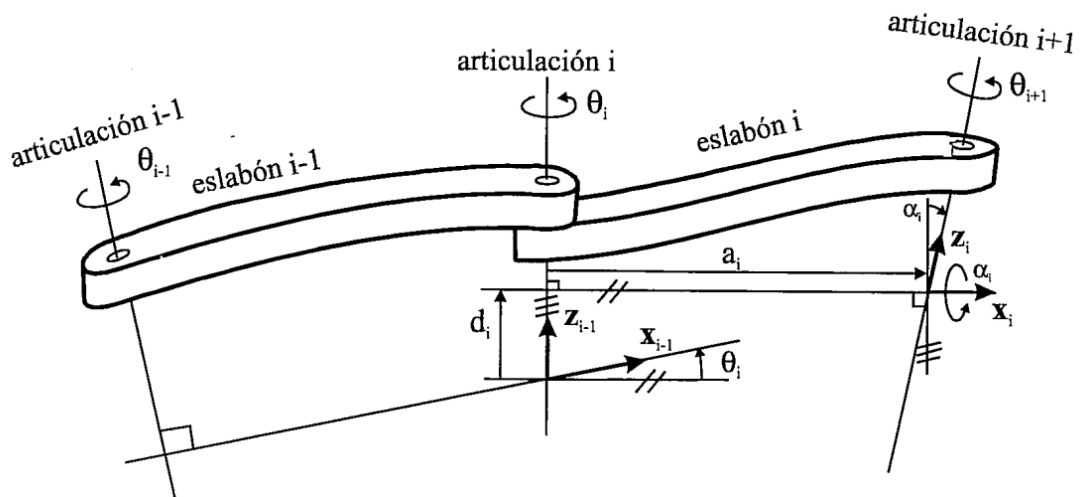


Figura. 1.43 Parámetros D-H para un eslabón giratorio

Barrientos et al. (2007)

Todos los parámetros de Denavit Hartenberg ($\theta_1, d_1, a_1, \alpha_1$) dependen únicamente de las articulaciones que los conectan, además, de las propiedades geométricas de cada eslabón. Específicamente, los parámetros representan lo siguiente (Barrientos et al., 2007).

θ_1 , En un plano perpendicular al eje z_{i-1} , el ángulo formado por los ejes x_{i-1} y x_i se calcula mediante la regla de la mano derecha.

d_1 , es la distancia a lo largo del eje z_{i-1} desde el origen del sistema de coordenadas $(i-1)$ -ésimo hasta el punto donde el eje z_{i-1} se encuentra con el eje x_i .

a_1 , es la distancia, cuando son juntas giratorias, a lo largo del eje x_i , desde el punto en que el eje z_{i-1} se encuentra con el eje x_i hasta el origen del sistema i -ésimo. En el contexto de las uniones prismáticas, es la distancia más corta entre los ejes z_{i-1} y z_i .

α_1 , usando la regla de la mano derecha, se calcula el ángulo entre los ejes z_{i-1} y z_i en un plano perpendicular al eje x_i ,

1.4.2.3 Cinemática inversa

Reside en hallar los valores que deben adoptar las coordenadas articulares de la cadena cinemática $q = [q_1, q_2, q_3, \dots, q_n]^T$ para que su extremo (último eslabón) se posicione y oriente según una determinada posición. A la hora de resolver la cinemática inversa es adecuado hallar una solución cerrada, es decir, hallar una relación explícita, tal como se muestra a continuación.

$$q_k = f_k(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma) \quad (10)$$

$$k = 1 \dots n \text{ (GDL)} \quad (11)$$

Es una solución cerrada que permite incluir determinadas restricciones, las cuales aseguran que la solución converja en la más idónea entre un conjunto de posibilidades. Además, el problema se ejecuta y resuelve en tiempo real (Barrientos et al., 2007).

1.4.2.3.1 Resolución de la cinemática inversa por métodos geométricos

En modelos con pocas articulaciones o en el análisis de una parte de la cadena cinemática es ideal utilizar la herramienta de los métodos geométricos. La técnica se basa en hallar la mayor cantidad de relaciones geométricas en las que intervienen el último eslabón de la cadena cinemática, las magnitudes físicas de sus componentes, y las coordenadas articulares. Una cadena cinemática con tres grados de libertad figura 1.44, servirá de ejemplo, para hallar la cinemática inversa.

$$q_1 = \arctg\left(\frac{P_y}{P_x}\right) \quad (12)$$

$$q_2 = \arctg \left(\frac{P_z}{\pm \sqrt{P_x^2 + P_y^2}} \right) - \arctg \left(\frac{l_3 \sin q_3}{l_2 + l_3 \cos q_3} \right) \quad (13)$$

$$q_3 = \arctg \left(\frac{\pm \sqrt{1 - \cos^2 q_3}}{\cos q_3} \right) \quad (14)$$

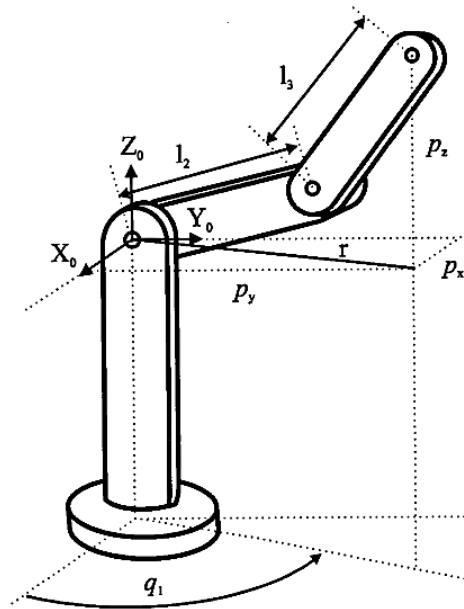


Figura. 1.44 Modelo articular 3 grados de libertad
Barrientos et al. (2007)

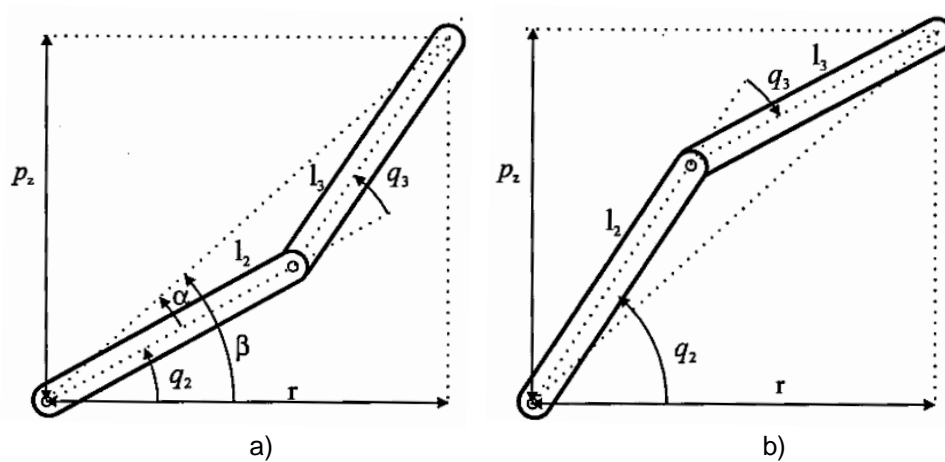


Figura. 1.45 Elementos 2 y 3 de la cadena cinemática.
a) Configuración codo abajo. b) Configuración codo arriba

Barrientos et al. (2007)

1.4.2.3.2 Resolución de la cinemática inversa por medio de la matriz de transformación homogénea.

Intuitivamente se supone la posibilidad de hallar la cinemática inversa de una determinada cadena cinemática partiendo de la cinemática directa. No obstante, en la práctica no es tarea sencilla y en muchas de las ocasiones es tan complejo que es preferible descartar el uso de esta herramienta (Barrientos et al., 2007).

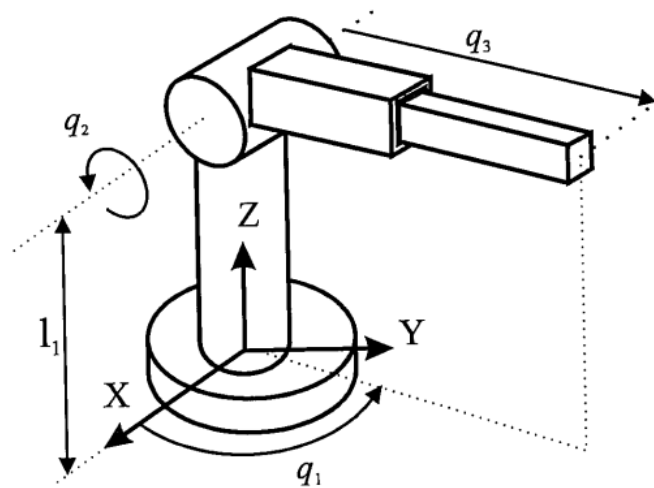


Figura. 1.46 Robot polar de 3 GDL
Barrientos et al. (2007)

Como ejemplo, la cadena cinemática con tres articulaciones (figura 1.46) permitirá hallar la cinemática inversa. El primer paso es definir la matriz T, la cual relaciona el sistema de referencia fijo $\{S_0\}$ con el sistema asociado al extremo $\{S_3\}$. Posterior, se definen los parámetros de Denavit Hartenberg

$$T = \begin{bmatrix} C_1 C_2 & -S_1 & -C_1 S_2 & -q_3 C_1 S_2 \\ S_1 C_2 & C_1 & -S_1 S_2 & -q_3 S_1 S_2 \\ S_2 & 0 & C_2 & q_3 C_2 + l_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (15)$$

Después de realizar varias suposiciones y operaciones de algebra matricial se llegan a obtener las ecuaciones que describen la cinemática inversa para esta cadena cinemática.

$$q_1 = \arctg\left(\frac{P_y}{P_x}\right) \quad (16)$$

$$q_2 = \arctg\left(\frac{\sqrt{P_x^2 + P_y^2}}{l_1 - P_z}\right) \quad (17)$$

$$q_3 = C_2(P_z - l_1) - S_2\sqrt{P_x^2 + P_y^2} \quad (18)$$

1.4.2.4 Matriz Jacobiana

Explorar las conexiones entre la orientación y posición del eslabón final con las variables articulares es el propósito del modelado cinemático. Asimismo, es también importante conocer las relaciones entre sus respectivas derivadas, velocidades. En este sentido se originan dos técnicas para el estudio de dichas relaciones. Por un lado, la jacobiana directa halla las variables cinemáticas del extremo (último eslabón) partiendo de los valores conocidos de las variables cinemáticas de las articulaciones. Por otro lado, la jacobiana inversa, permitirá encontrar las velocidades necesarias en las articulaciones para obtener las velocidades concretas en el extremo de la cadena cinemática (Barrientos et al., 2007).

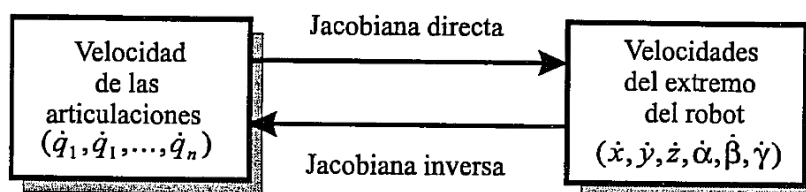


Figura. 1.47 Matriz jacobiana directa e inversa
Barrientos et al. (2007)

1.4.2.4.1 Jacobiana directa

El método más práctico y eficiente para hallar la relación entre las variables cinemáticas procedentes de las articulaciones y del último eslabón es mediante la diferenciación. Con el modelo cinemático directo establecido, se procede a diferenciar las ecuaciones de este. (Barrientos et al., 2007).

Suponiendo que se tienen todas las ecuaciones que resuelven la problemática de la cinemática directa con una cadena de n grados de libertad.

$$\begin{aligned} x &= f_x(q_1, \dots, q_n) & y &= f_y(q_1, \dots, q_n) & z &= f_z(q_1, \dots, q_n) \\ x &= f_x(q_1, \dots, q_n) & y &= f_y(q_1, \dots, q_n) & z &= f_z(q_1, \dots, q_n) \end{aligned} \quad (19)$$

En ambos miembros del conjunto de ecuaciones se procede a derivar con respecto al tiempo.

$$\begin{aligned} \dot{x} &= \sum_1^n \frac{\partial f_x}{\partial q_i} \dot{q}_i & \dot{y} &= \sum_1^n \frac{\partial f_y}{\partial q_i} \dot{q}_i & \dot{z} &= \sum_1^n \frac{\partial f_z}{\partial q_i} \dot{q}_i \\ \dot{\alpha} &= \sum_1^n \frac{\partial f_\alpha}{\partial q_i} \dot{q}_i & \dot{\beta} &= \sum_1^n \frac{\partial f_\beta}{\partial q_i} \dot{q}_i & \dot{\gamma} &= \sum_1^n \frac{\partial f_\gamma}{\partial q_i} \dot{q}_i \end{aligned} \quad (20)$$

Y expresado de forma matricial

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{z} \\ \dot{\alpha} \\ \dot{\beta} \\ \dot{\gamma} \end{bmatrix} = \mathbf{J} \cdot \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \vdots \\ \dot{q}_n \end{bmatrix} \quad \text{con } \mathbf{J} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_x}{\partial q_1} & \dots & \frac{\partial f_x}{\partial q_n} \\ \vdots & \dots & \vdots \\ \frac{\partial f_\gamma}{\partial q_1} & \dots & \frac{\partial f_\gamma}{\partial q_n} \end{bmatrix} \quad (21)$$

La matriz jacobiana es denotada por la letra J. Los valores de cada componente de la matriz J dependerán de los valores actuales de las coordenadas articulares.

1.4.2.4.2 Jacobiana inversa

La relación inversa de la jacobiana permite obtener los valores de las velocidades angulares de cada articulación, a partir de, las velocidades del elemento extremo de la cadena cinemática. La jacobiana inversa puede ser obtenida por medio de tres diferentes procedimientos.

La primera alternativa consiste en hallar invirtiendo simbólicamente la matriz jacobiana (ecuación 22). Esta opción de planteamiento parece sencilla, pero en la práctica es muy difícil de realizar. Considere una matriz J cuadrada de 6x6, cuyos elementos son funciones trigonométricas, realizar la inversión simbólica a esta matriz es de gran complejidad lo que lleva a que este procedimiento sea inviable (Barrientos et al., 2007).

$$\begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \vdots \\ \vdots \\ \cdot \\ \cdot \\ \dot{q}_n \end{bmatrix} = J^{-1} \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{z} \\ \dot{\alpha} \\ \dot{\beta} \\ \dot{\gamma} \end{bmatrix} \quad (22)$$

El segundo método, toma una configuración particular de la cadena cinemática y procede a encontrar el valor numérico de la matriz J. Con dicho valor y mediante el uso de herramientas de algebra lineal se encuentra la relación inversa. Como se mencionó anteriormente, los valores de la matriz J no son constantes, estos varían según la posición espacial en que se halle la cadena cinemática, por tanto, la matriz jacobiana inversa es recalculada constantemente (Barrientos et al., 2007).

Existen dos problemas importantes que se presentan con este procedimiento. Por un lado, pueden presentarse n-uplas (q_1, \dots, q_n) en las cuales la matriz jacobiana no tenga inversa. Por otro lado, es probable que J no sea cuadrada. En general si la matriz J no es cuadrada se puede utilizar una matriz pseudo inversa, tal como $(JJ^T)^{-1}$ (Barrientos et al., 2007).

Finalmente, el tercer método consiste en usar los algoritmos para la obtención de la matriz J, pero usando el modelo cinemático inverso. La relación inversa se describe:

$$\begin{aligned} q_1 &= f_1(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma) \\ &\vdots \\ q_n &= f_n(x, y, z, \alpha, \beta, \gamma) \end{aligned} \quad (23)$$

La J^{-1} se obtiene a partir de la diferenciación de ambos miembros de las ecuaciones.

$$\begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \vdots \\ \dot{q}_n \end{bmatrix} = J^{-1} \begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{z} \\ \dot{\alpha} \\ \dot{\beta} \\ \dot{\gamma} \end{bmatrix} \quad (24)$$

Definido con:

$$J^{-1} = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial x} & \dots & \frac{\partial f_1}{\partial \gamma} \\ \vdots & \dots & \vdots \\ \frac{\partial f_n}{\partial x} & \dots & \frac{\partial f_n}{\partial \gamma} \end{bmatrix} \quad (25)$$

1.4.3 COMPOSICIÓN DE MOVIMIENTOS

La cinemática de un cuerpo sólido en el campo de la biomecánica puede ser analizada mediante el análisis de desplazamientos finitos como desplazamientos infinitesimales. El análisis de desplazamientos finitos consiste en determinar los giros, desplazamientos, y el eje finito de rotación del sólido cuando experimenta un cambio de posición significativa. Por otro lado, el análisis de desplazamientos infinitesimales consiste en hallar las velocidades, aceleraciones y el eje instantáneo de rotación de un cuerpo cuando el cuerpo experimenta un cambio de posición en un instante de tiempo ∂t (Page et al., 2007).

1.4.3.1 Desplazamientos Infinitesimales

A través de la figura 1.48 se observa que en un instante t , la posición del punto P_i en relación con el sistema ortogonal fijo $OXYZ$ esta denotado como R_i . Además, se establece a r_i como el vector de posición con respecto al centroide del cuerpo.

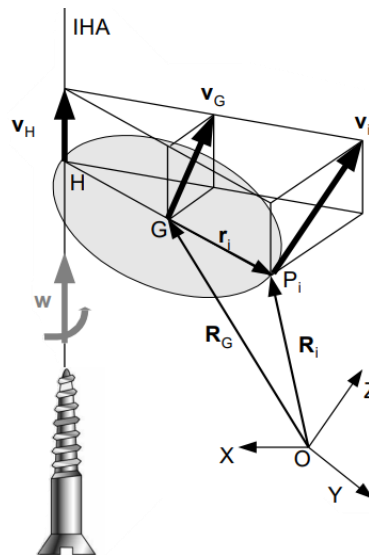


Figura. 1.48 Sólido rígido en movimiento
Page A. (s.f)

Cuando el cuerpo rígido experimenta movimiento, el campo de velocidades del solido rígido es antisimétrico, lo cual ocasiona que exista una sola relación lineal entre las velocidades del centroide y cualquier punto arbitrario del solido rígido (ecuación 26). Por otro lado, una característica intrínseca que se deriva del campo de velocidades antisimétrico es la presencia del eje de tornillo instantáneo (ISA) o eje helicoidal instantáneo (IHA). Este eje es una línea recta paralela a la velocidad angular ω y su posición se encuentra definida por el punto **H** (ecuación 27), adicionalmente, el cuerpo se está moviendo instantáneamente sobre ella (Page et al., 2007).

Es importante considerar que **GH** es muy sensible a los errores, por lo cual es necesario suavizar correctamente tanto velocidad angular como velocidad lineal. Asimismo, tener presente que el valor de ω no puede ser pequeño, por tal motivo es necesario fijar lumbral mínimo.

$$v_i = v_G + \omega \times r_i \quad (26)$$

$$GH = \frac{\omega \times v_G}{\omega^2} \quad (27)$$

Donde:

- v_G : velocidad del centro de gravedad del solido
- v_H : velocidad del punto H (elemento del solido)
- ω : velocidad angular del solido
- GH : posición de G respecto a H (G y H elementos del solido). El vector GH es normal a ω

1.4.3.1.1 Variables Cinemáticas

Mediante las ecuaciones de momento lineal p y angular L_G es posible hallar todas las variables cinemáticas del solido rígido que se desplaza en el espacio. Inicialmente se abordará la descripción de la cinemática lineal con el uso de la ecuación de la cantidad de movimiento lineal ecuación 28.

$$p = \sum m_i \cdot v_i = m \cdot v_G \quad (28)$$

En el estudio de fotogrametría se coloca un conjunto de marcadores reflectantes sobre el segmento o segmentos del cuerpo que se desean analizar. Este conjunto de marcadores puede ser conceptualizado como un cuerpo solido ficticio en el que cada marcador tiene una masa ($m_i = 1$), por tanto, la ecuación que describe la ecuación se transformaría en:

$$p = \sum v_i = n \cdot v_G \quad (29)$$

La velocidad al centro de gravedad de la nube de marcadores se definiría de la siguiente manera

$$v_G = \frac{1}{n} \sum v_i \quad (30)$$

Donde:

- p : vector que describe el momento lineal
- v_i : velocidad lineal de un punto P_i (elemento del solido)
- v_G : velocidad lineal del punto que refiere al centro de gravedad del solido
- m_i : masa de un determinado punto o marcador (elemento del solido)
- m : masa de todos los puntos o marcadores pertenecientes al solido rígido.
- n : número de marcadores

Por otro lado, la ecuación de movimiento cinético (Ec. 31), permitirá describir la cinemática angular del solido rígido.

$$L_G = \sum m_i \cdot r_i \times v_i = J_G \cdot \omega \quad (31)$$

De la misma forma, al considerar que la masa de $m_i = 1$, la ecuación 31 toma la siguiente forma

$$L_G = \sum r_i \times v_i = J_G \cdot \omega \quad (32)$$

Ahora bien, la velocidad angular ω estaría definida por la siguiente expresión.

$$\omega = J_G^{-1} \sum r_i \times v_i \quad (33)$$

En las ecuaciones 31, 32, y 33 aparece el termino J_G (Tensor de inercia calculado en el punto G), el cual es una matriz cuadrada definida de la siguiente manera.

$$J_G = \begin{bmatrix} \sum (y_i^2 + z_i^2) & -\sum x_i y_i & -\sum x_i z_i \\ -\sum x_i y_i & \sum (x_i^2 + z_i^2) & -\sum y_i z_i \\ -\sum x_i z_i & -\sum y_i z_i & \sum (x_i^2 + y_i^2) \end{bmatrix} \quad (34)$$

Donde:

- v_i : velocidad lineal de un punto \mathbf{P}_i (elemento del solido)
- L_G : vector que describe el momento angular
- r_i : posición de un punto \mathbf{P}_i (elemento del solido) con relación al centro de gravedad
- J_G : Tensor de inercia calculado en el punto G (centro de gravedad)
- m_i : masa de un determinado punto o marcador (elemento del solido)
- ω : velocidad angular del solido
- x, y, z : coordenadas de los marcadores reflectivos con relación al centro de gravedad

Finalmente, al encontrar ω y v_G se calcula el EIR por medio de la ecuación 27.

1.4.3.2 Desplazamientos Finitos

El desplazamiento finito consiste en describir el movimiento de un cuerpo solido entre dos posiciones, una inicial y otra distante. En el análisis de desplazamiento finito existe una relación de dependencia entre la posición inicial y la descripción del movimiento, es decir, para conocer la posición del cuerpo en un tiempo t es necesario conocer la posición inicial.

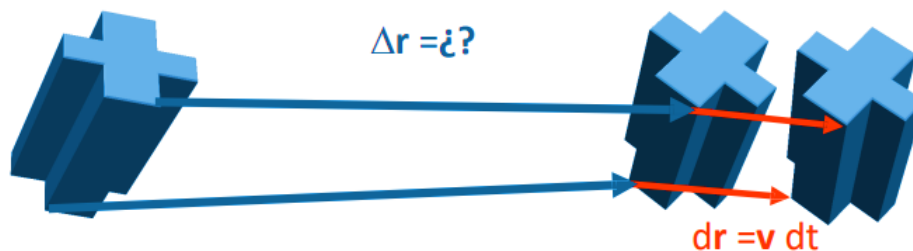


Figura. 1.49 Desplazamiento finito e infinitesimal

Page A. (s.f)

La figura 1.49 ejemplifica el desplazamiento finito e infinitesimal que experimenta un sólido rígido. El desplazamiento finito es representado por las flechas de color azul. El cuerpo parte de su posición de referencia (izquierda) a la posición central en un periodo de tiempo Δt , por lo tanto, el sólido rígido se ha trasladado un Δr . Por otro lado, el desplazamiento infinitesimal está descrito por las flechas de color naranja. Mediante un diferencial de tiempo ∂t , el sólido cambia de posición central a la posición final (derecha), aquí el cuerpo experimenta un desplazamiento infinitesimal ∂r .

En los desplazamientos finitos el movimiento de un sólido es considerado como la composición entre una traslación y un giro. Los giros finitos que se producen no son vectores, además, los ejes finitos de rotación no coinciden con los ejes instantáneos de rotación, a menos que sean fijos.

El problema que presenta el análisis de movimiento mediante los desplazamientos finitos es la forma de representar los giros. Existen varias alternativas de describir dichos giros, es decir no es unívoco. Además, no existe un consenso sobre la mejor forma de representarlos. En la biomecánica, los ángulos de Euler, vector de orientación y vector de Rodríguez son los métodos utilizados para la descripción de los giros.

1.4.3.2.1 Ángulos de Euler

Es un método que permite especificar la rotación general de un cuerpo en el espacio por medio de tres coordenadas independientes. Considere un marco de referencia ligado a un cuerpo rígido, el mismo que experimenta un cambio de posición, por consiguiente, también se genera un cambio de posición del marco fijo de x_0, y_0, z_0 a x_1, y_1, z_1 , figura 1.50. Se puede especificar la orientación del marco de referencia x_1, y_1, z_1 relativa al marco de referencia x_0, y_0, z_0 por medio de los tres ángulos (ϕ, θ, φ) . El método consiste en realizar tres sucesivas rotaciones, La primera rotación alrededor del eje z por medio del ángulo ϕ . La siguiente rotación alrededor del eje y actual (y_a) mediante θ . Finalmente, la última rotación ocurre sobre el eje z actual (z_b) por medio de φ . En conclusión, este cuerpo ha experimentado una

rotación ZYZ. Finalmente, el método permite realizar rotaciones sobre cualquiera de los tres ejes, cumpliendo la condición de que no sean dos rotaciones consecutivas sobre el mismo eje. (W. Spong, Hutchinson, & Vidyasagar, 2005).

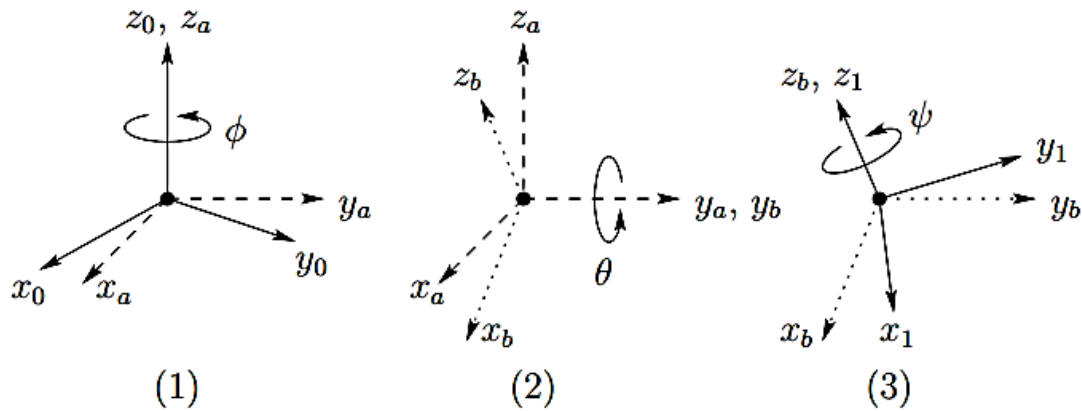


Figura. 1.50 Representación ángulos de Euler
W. Spong, Hutchinson, & Vidyasagar (2005)

1.4.3.2.2 Vectores de giro

El teorema de Chasles es la herramienta que permite la descripción del desplazamiento de un sólido rígido entre dos posiciones mediante una rotación θ sobre un eje, \mathbf{u} , seguido de una translación \mathbf{s} (figura 1.51). El giro $\theta = \theta \mathbf{u}$ se lo denomina vector de orientación (postura = attitude). Por otro lado, el eje asociado al desplazamiento finito se llama (FHA o FSA). En conclusión, el desplazamiento de un sólido rígido está completamente definido si se conoce el eje \mathbf{u} y las cantidades (θ, \mathbf{s}) .

La ventaja que presenta este método respecto a otros es su univocidad, puesto que, un cuerpo rígido que experimenta un desplazamiento le corresponde un único giro (θ), una única translación (\mathbf{s}), y un único eje (FSA). Finalmente, el método presenta las siguientes limitaciones.

- Los vectores de orientación realmente no son vectores, es una manera de representar la rotación
- El FSA no es fácil de interpretar, salvo que sea un movimiento con eje fijo.

- Como se mencionó anteriormente el desplazamiento finito depende de la posición inicial, por lo cual, si se repite un experimento y se cambia la posición de referencia también cambiarían todos los resultados.
- Aunque el FSA y el ISA se parece, estos no son iguales y no se relacionan.

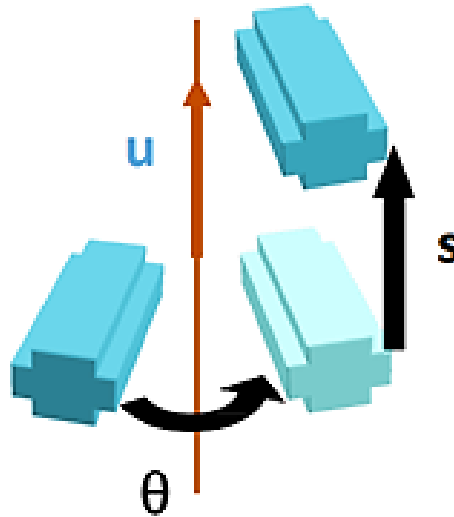


Figura. 1.51 Desplazamiento finito – Teorema de Chasles

Page A. (s.f)

2 METODOLOGÍA

En el estudio de la aplicación de la cinemática articular a la valoración funcional de la rodilla se usará el sistema de fotogrametría ubicado en el laboratorio de bioingeniería, perteneciente al departamento de ingeniería mecánica DIM, de la Escuela Politécnica Nacional. El estudio y análisis de movimiento cinemático de la articulación de la rodilla se realizará sobre un conjunto de sujetos sanos. Se hallará y describirá toda la cinemática articular, y el eje instantáneo de rotación EIR. En conclusión, se busca definir patrones funcionales de normalidad, además, la fiabilidad de las variables cinemáticas encontradas.

Mediante las recomendaciones del ISB (Sociedad Internacional de Biomecánica) derivadas del IBV (Instituto de Biomecánica de Valencia) se colocarán los marcadores reflectantes en distintas áreas de interés del miembro inferior derecho en cada uno de los participantes. Posterior, con el uso del sistema de fotogrametría se capturan los movimientos 3D del miembro inferior cuando se realice la ejecución del gesto funcional (pedaleo sobre una bicicleta estática). Consecutivamente, por medio de la implementación del algoritmo desarrollado en el software Matlab, el cual está basado en el modelo teórico de par de rodadura, además, del uso de técnicas estadísticas se hallará una curva media continua que describa las posiciones, velocidades y aceleraciones angulares, además del eje instantáneo de rotación EIR. Complementariamente, se estudiará la influencia de factores antropométricos y de género sobre los resultados obtenidos anteriormente, además de determinar la fiabilidad de los resultados encontrados en la investigación.

Finalmente, la figura 2.1 muestra una descripción resumida de todas las fases que se llevarán a cabo. De esta manera, se cumplirán los objetivos de obtener toda la cinemática articular y el EIR.

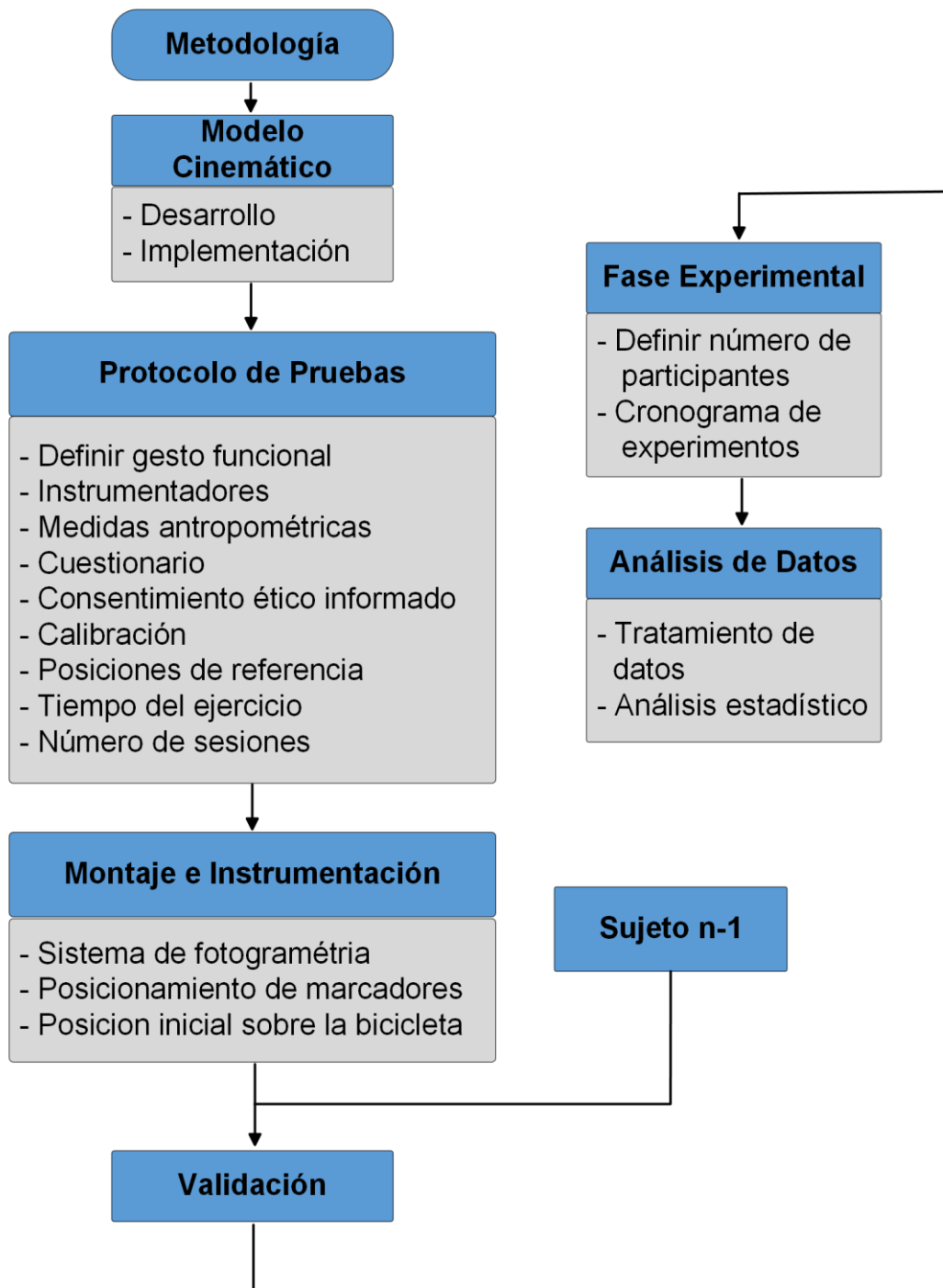


Figura. 2.1 Diagrama de trabajo

Fuente Propia

2.1 MODELO TEÓRICO

El registro y la descripción de la cinemática articular de la rodilla se obtendrá por medio del uso del modelo cinemático expuesto en este apartado. El modelo cinemático cuantifica las variables cinemáticas derivadas del movimiento del miembro inferior, a partir del registro de las posiciones de marcadores técnicos y anatómicos, las cuales son capturadas o registradas por medio de la técnica de fotogrametría (Page et al., 2007). La figura 2.2 describe los pasos establecidos para hallar las variables cinemáticas.

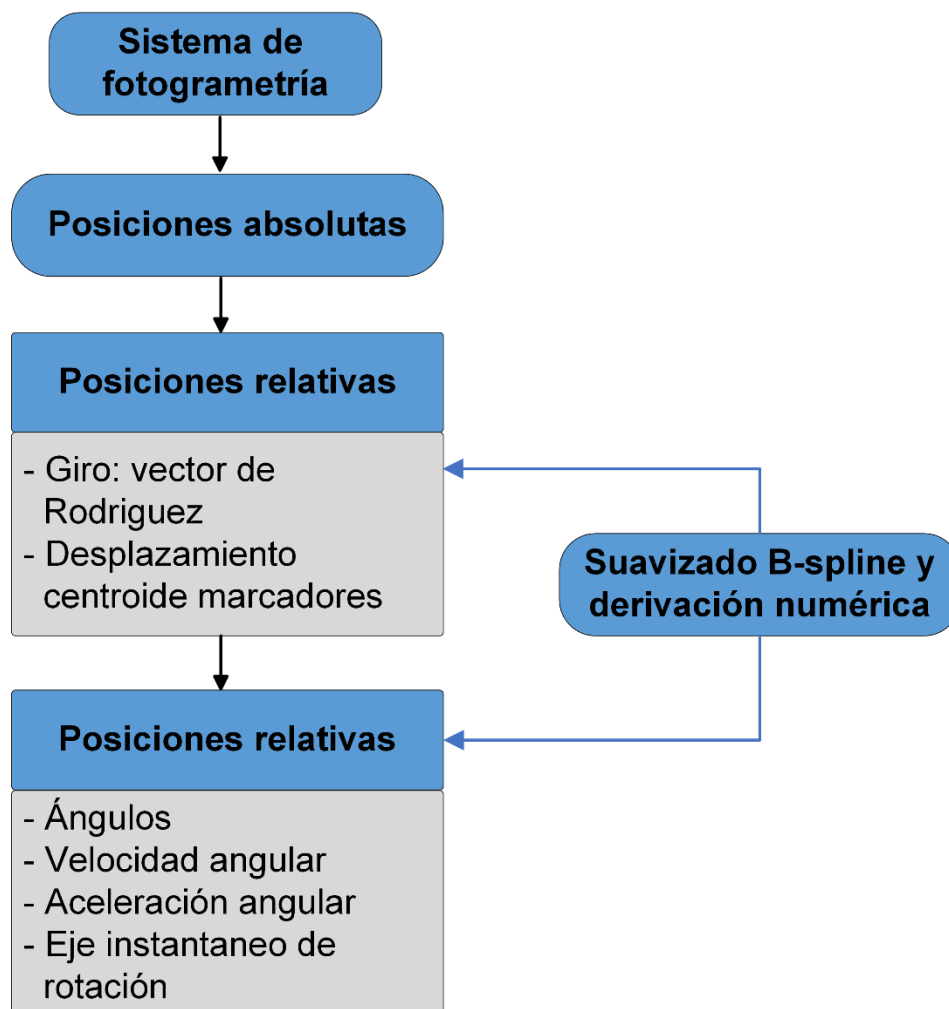


Figura. 2.2 Diagrama del modelo cinemático

Fuente Propia

La cinemática articular será descrita y analizada a través del estudio de fotogrametría. Y como se expuso con anterioridad, dicho método se encarga de registrar las posiciones de los marcadores en un periodo de tiempo, por lo tanto, define la variación de una posición respecto a un intervalo de tiempo, en otras palabras, realiza el registro del desplazamiento finito entre un punto distal y proximal.

Dado esto, no es posible ocupar las ecuaciones de movimiento descritas en el apartado de los desplazamientos infinitesimales, ya que, al encontrarse en el campo de los desplazamientos finitos, el campo de velocidades del solido rígido no cumple con las reglas de la algebra vectorial. Sin embargo, para solventar este problema, se dará uso de un cuerpo virtual, el cual cumpla y satisfaga la ecuación 26, es decir que el campo de velocidades sea antisimétrico (Page, De Rosario, Mata, & Atienza, 2009).

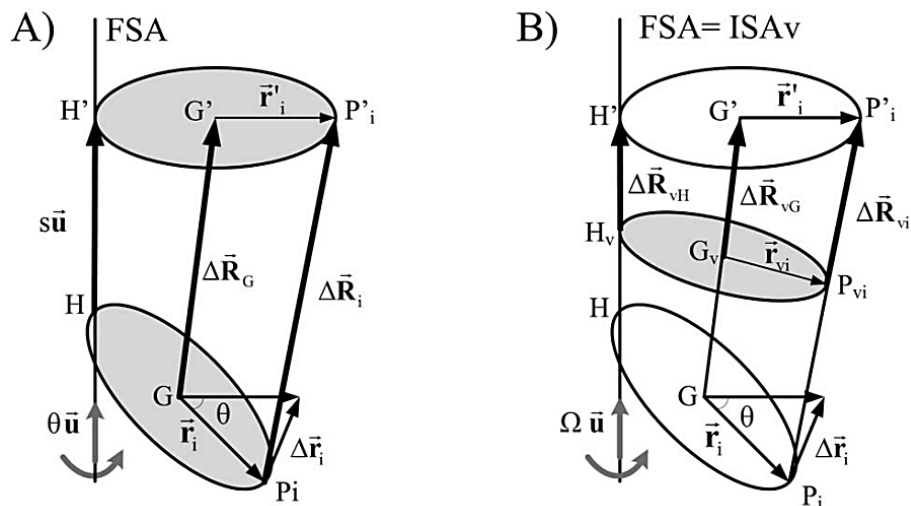


Figura. 2.3 Desplazamientos finitos a) No es simetrico el campo de desplazamientos finitos.

b) Campo de desplazamiento del cuerpo virtual

Page, De Rosario, Mata, & Atienza (2009)

En la figura 2.3-A se aprecia un sólido rígido en la posición inicial. El vector es R_i , posición del punto P_i con relación a un sistema ortogonal fijo OXYZ. Posterior, el sólido rígido experimenta un desplazamiento, descrito por una rotación θ y translación s sobre el eje FSA. Por tanto, los puntos H , R_i , P_i , r_i , y G se traslada a

H' , R_i' , P_i' , r_i' , y G' . Se define el vector unitario u , el cual es, paralelo a FSA, además, el punto H elemento del solido rígido se encuentra sobre el FSA. Los vectores de posición absoluto ΔR_i representan los desplazamientos finitos, mientras que, r_i representa la posición relativa, desde el centroide a cualquier punto del solido rígido. Finalmente, la figura 2.53-B muestra el cuerpo virtual cuyos puntos P_{vi} están definidos por los puntos intermedios entre la posición final e inicial del solido rígido.

Los puntos medios del cuerpo virtual

$$OP_{vi} = R_{vi} = \frac{R_i' + R_i}{2} \quad (35)$$

El centroide G_v elemento del cuerpo virtual es hallado por medio de las posiciones de los centroides final e inicial.

$$OG_v = \frac{OG' + OG}{2} = R_{Gv} = \frac{1}{n} \sum R_{vi} \quad (36)$$

El vector del campo de desplazamientos virtuales ΔR_{vi} y Δr_{vi}

$$\Delta R_{vi} = \frac{1}{2} \Delta R_i = \frac{R_i' - R_i}{2} \quad (37)$$

$$\Delta r_{vi} = \frac{1}{2} \Delta r_i = \frac{r_i' - r_i}{2} \quad (38)$$

Considerando la fórmula de los desplazamientos esféricos de Rodrigues, la relación entre r_i' y r_i se establece de la siguiente manera.

$$\frac{r_i' - r_i}{2} = \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) u \times \frac{r_i' + r_i}{2} \quad (39)$$

Agrupando y rescribiendo las ecuaciones 35, 37, 38 y 39

$$\Delta R_{vi} = \Delta R_{vG} + \Omega \times r_{vi} \quad (40)$$

Siendo Ω un vector paralelo a FSA y la relación que tiene con el ángulo de rotación

$$\Omega = \tan\left(\frac{\theta}{2}\right)u \quad (41)$$

A partir de las características cinemáticas de un sólido rígido se puede establecer v_G y ω (como se mencionó en el apartado de los desplazamientos infinitesimales). En el caso de los desplazamientos finitos se puede generalizar sustituyendo v_i por ΔR_{vi} , ω por Ω , r_i por r_{vi} y R_i por r_{vi} . Por lo tanto, el desplazamiento y rotación de un cuerpo alrededor del FSA está definido de la siguiente manera.

$$\Delta R_{vG} = \frac{1}{n} \sum \Delta R_{vi} \quad (42)$$

$$\Omega = \tan\left(\frac{\theta}{2}\right)u = J_{vG}^{-1} \sum r_{vi} \times \Delta R_{vi} \quad (43)$$

Finalmente, el virtual ISA puede ser calculado mediante la siguiente expresión.

$$G_v H_v = \frac{\Omega \times \Delta R_{vG}}{\Omega^2} \quad (44)$$

Donde:

- $OP_{vi} = R_{vi}$: posición del punto P_{vi} (elemento del sólido virtual) con relación al sistema ortogonal fijo OXYZ.
- R_i : posición del punto P_i (elemento del sólido en la posición inicial) con relación al sistema ortogonal fijo OXYZ.
- R'_i : posición del punto virtual P'_i (elemento del sólido en la posición final) con relación al sistema ortogonal fijo OXYZ.

- $OG_v = R_{G_v}$: posición del centro de gravedad G_v (elemento del sólido virtual) con relación al sistema ortogonal fijo OXYZ.
- OG : posición del centro de gravedad G (elemento del sólido en la posición inicial) con relación al sistema ortogonal fijo OXYZ.
- OG' : posición del centro de gravedad G' (elemento del sólido en la posición final) con relación al sistema ortogonal fijo OXYZ
- ΔR_{vi} : posición absoluta, representa el desplazamiento finito entre el sólido virtual y rígido.
- Δr_{vi} : posición relativa, representa la posición entre el centroide del sólido virtual y un punto P'_i del sólido.
- r_i : posición relativa entre el centroide y un punto P_i del sólido rígido (posición inicial).
- r'_i : posición relativa entre el centroide y un punto P'_i del sólido rígido (posición final).
- θ : ángulo finito de rotación sobre el FSA
- u : vector unitario paralelo a FSA
- Ω : vector de Rodrigues.
- $G_v H_v$: posición de G_v con relación a H_v (G_v y H_v elementos del sólido virtual)
- J_{vG}^{-1} : Tensor de inercia del sólido virtual calculado en el punto G_v (centro de gravedad)

Una vez que se han establecido las ecuaciones a utilizar, se procede a realizar la aplicación sobre el gesto funcional a ejecutar. Mediante la figura 2.4 se aprecia la flexión de la rodilla, esta inicia en una posición extendida (derecha) y termina en una posición contraída (izquierda).

En todo esta acción de flexión de la articulación se introduce la idea del sólido virtual, el cual está conformado por los puntos intermedios derivados de la posición final e inicial del sólido rígido. A continuación se describen los distintos algoritmos para representar la cinemática articular y el EIR, al momento de ejecutarse un gesto funcional por parte de la articulación de la rodilla (Page, De Rosario, Mata, & Atienza, 2009).

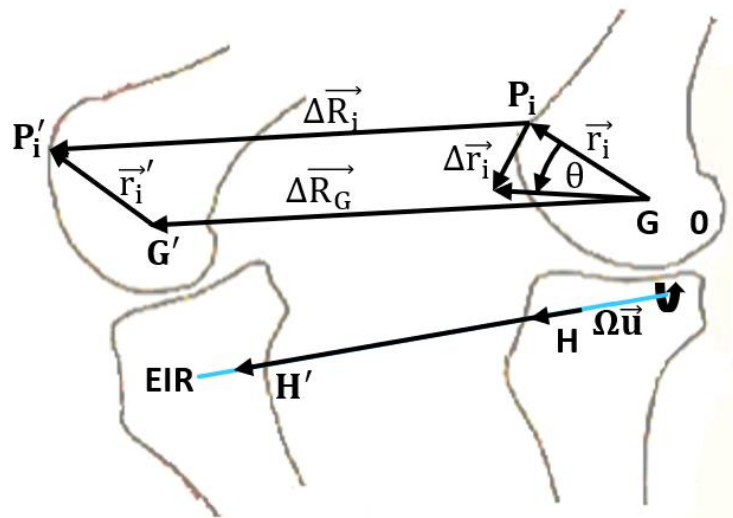


Figura. 2.4 Campo de desplazamiento finito cuando se realiza el gesto de flexo-extensión
Fuente Propia

$\vec{\Omega}$: Vector de Rodrigues.

\vec{u} : vector unitario paralelo a EIR.

\vec{r}'_i, \vec{r}_i : vectores de posición relativa entre el centroide de la nube de marcadores y un marcador ligado al sólido rígido.

$$\frac{\vec{r}'_i - \vec{r}_i}{2} = \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \vec{u} \times \frac{\vec{r}'_i + \vec{r}_i}{2} \quad (45)$$

Mediante el análisis entre el desplazamiento finito e infinitesimal, se obtiene una expresión que representa las variables cinemáticas angulares. La ecuación 46 describe la velocidad angular, mientras que, la ecuación 47 se refiere a la aceleración angular (Page, De Rosario, Mata, & Atienza, 2009). Complementariamente, en la captura de las posiciones a través del sistema de fotogrametría se introduce errores inherentes de medida conocidos como ruido, en este sentido, se procede a integrar un suavizado a la derivación numérica por medio de bases B-spline, las cuales mitigan los efectos de las perturbaciones (Ramsay y Silverman, 2005).

$$\vec{\omega} = \frac{2}{1 + \Omega^2} \left(\frac{d\vec{\Omega}}{dt} + \vec{\Omega} \times \frac{d\vec{\Omega}}{dt} \right) \quad (46)$$

$$\vec{\alpha} = \frac{2}{1 + \vec{\Omega}^2} \left(\frac{d^2\vec{\Omega}}{dt^2} + \vec{\Omega} \times \frac{d^2\vec{\Omega}}{dt^2} \right) - \frac{2}{(1 + \vec{\Omega}^2)^2} \left(\vec{\Omega} \frac{d\vec{\Omega}}{dt} \right) \cdot \vec{\omega} \quad (47)$$

Ejecutando la derivacion numerica al vector **OG** se obtienen directamente las variables cinematicas lineales (velocidad y aceleracion). Por otro lado, el EIR esta definido por una recta paralela a ω , la cual atraviesa el punto H (elemento del solido rigido), a continuacion se describe la ecuacion.

$$\vec{OH} = \vec{OG} + \frac{1}{\omega^2} \left(\vec{\omega} \times \frac{d\vec{RG}}{dt} \right) \quad (48)$$

2.2 DISEÑO EXPERIMENTAL

Con el modelo cinemático definido, se procede a establecer y describir todos los componentes que intervienen en el diseño experimental. Como punto de partida se precisa el gesto funcional a realizar, posterior, la selección de la muestra de estudio, aspectos éticos, instrumentos, y protocolo de pruebas.

2.2.1 GESTO FUNCIONAL

Ejecutar el movimiento de flexoextensión de rodilla es una actividad subjetiva, al tener un conjunto de n-participantes a quienes se les pida realizar el gesto de extender y flexionar la rodilla, el resultado más probable es tener n-posibilidades en la ejecución de dicha actividad. Esta variabilidad en la reproducción del gesto causará que no se pueda describir, comparar, y establecer patrones entre todos los participantes. Dado esto, surge la necesidad de establecer un protocolo de actividad el cual permita recrear el movimiento de flexoextensión de una manera controlada, y en este sentido, certificar que el gesto funcional solo tiene una forma para ser reproducido.

Por tanto, se incorpora el uso de la bicicleta estática para asegurar la estandarización del movimiento de flexoextensión. Definido el equipo, es importante mencionar aspectos esenciales relacionados a la actividad de pedalear. La actividad de pedaleo consiste en realizar un movimiento circular que se realiza sobre el eje pedalier, dicho gesto se obtiene con la intervención de los miembros inferiores. Por otro lado, la actividad de pedaleo se produce en diferentes fases, las mismas que se detallan a continuación.

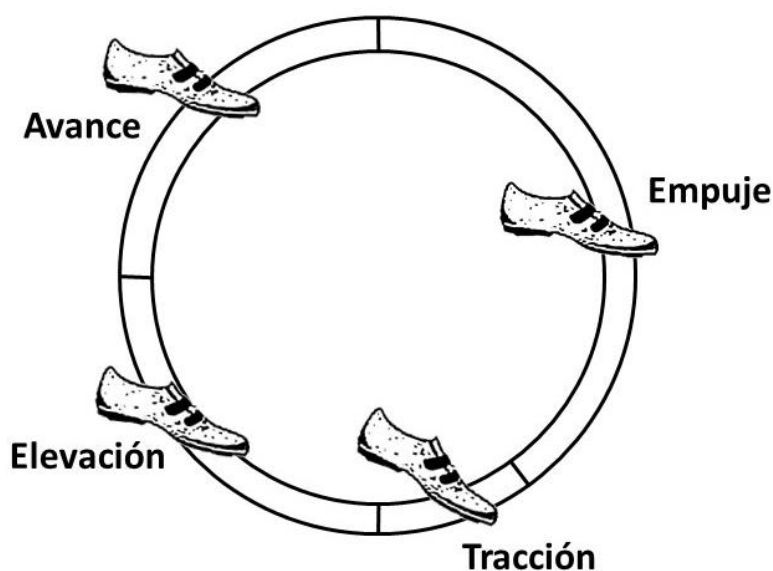


Figura. 2.5 Fases del pedaleo
Fuente Propia

Fase de empuje: En esta fase se produce la mayor acción muscular, asimismo, el torque generado es máximo. De esto se desprende la premisa que es la fase que mayor propulsión genera. Adicionalmente, los músculos extensores de la cadera (glúteos e isquiotibiales) y de rodilla (cuádriceps) trabajan en conjunto.

Fase de tracción: Entran en actividad los músculos de la fase anterior, pero a menor intensidad y el musculo gemelo. En esta fase se cambia la dirección del empuje del pedal, ya no se aplica la fuerza hacia abajo, sino que se empuja hacia atrás. Asimismo, el pie no ocupa una posición horizontal, sino que, se ubica a una

inclinación cercana a los 20°. Debido a la rotación del pie se logra proporcionar continuidad a la fuerza anterior creada por los músculos.

Fase de elevación: En esta fase el pie y el pedal empiezan a subir, mientras que, la rodilla experimenta el movimiento de flexión. En esta fase los músculos de la cadera son los encargados de realizar el trabajo.

Fase de avance: Esta fase es una antesala al nuevo ciclo de pedaleo, por lo cual, se debe adelantar al máximo la fase de empuje del pedal e ir proyectando el talón hacia abajo.

2.2.2 SELECCIÓN DE LA MUESTRA DE ESTUDIO

Uno de los puntos más importantes dentro del proyecto es la muestra de estudio, en este sentido, se registró información derivada de un conjunto de sujetos sin ningún tipo de patología ni sintomatología. Adicionalmente, se incorporaron criterios de inclusión, los mismos que se detallan a continuación.

- El tamaño muestral está basado en la descripción de la variable de estudio.
- Efectos de los factores antropométricos y sexo, que permitan describir diferencias entre las variables numéricas y los patrones de movimiento funcional.
- Edad entre los 18 y 65 años.
- No exista antecedentes de enfermedades a nivel de rodilla.
- Muestra heterogénea balanceada entre hombres y mujeres.
- Ausencia de trastornos que puedan afectar el desarrollo del experimento tales como; patologías neurológicas, lumbalgias, diabetes, vértigo, etc.

2.2.2.1 Tamaño de la muestra

El tamaño de la muestra se deriva de la variable de estudio, en este caso, la aceleración angular. A partir del trabajo previo de Trujillo (2022), se tomará el valor de la dispersión $\sigma = 51.44$ [$^{\circ}/s^2$], con un error del 2.25 [%] sobre el rango máximo de la aceleración angular, además. se establece un $\epsilon = 24.6$ [$^{\circ}/s^2$], y considerando un intervalo de confianza del 95%, $z = 1.96$, se obtiene el número mínimo de la muestra.

$$N = \left(\frac{z_{\alpha} \cdot \sigma}{e} \right)^2 \quad (49)$$

$$N = \left(\frac{1.96 * 51.44[^\circ/s^2]}{24.6[^\circ/s^2]} \right)^2 \approx 18$$

Por lo tanto, se utilizará una muestra de 18 participantes.

2.2.3 ASPECTOS ÉTICOS

Todos los sujetos de estudio participaron libre y voluntariamente en esta investigación, además se mantuvo su anonimato al identificar a cada uno de ellos a través de un código único.

Previo al experimento, a cada uno de los participantes se les informo el objetivo de la investigación, además se les hacía le entrega de tres documentos. Los dos primeros **ANEXO I** relacionados a la declaración de consentimiento informado y consentimiento informado para del estudio, respectivamente. Por otro lado, el tercer documento **ANEXO II** era un cuestionario que indagaba la ausencia o presencia de patologías o sintomatología de la rodilla, además de, conocer los hábitos deportivos y factores antropométricos de los participantes.

2.3 INSTRUMENTOS

Los equipos y materiales empleados en la fase de experimentación se describen en esta sección.

2.3.1 MARCADORES REFLECTANTES

Los marcadores son pequeñas esferas cubiertas con material reflectante y sistema de sujeción mediante una banda de nylon o cinta adhesiva. Los marcadores se adhieren al tejido sintético (vestimenta) o piel, y son distribuidos en distintas áreas del miembro inferior. Complementariamente, los marcadores pueden clasificarse en marcadores anatómicos y técnicos según la función que estos cumplan.

Los marcadores anatómicos son empleados para definir los sistemas de referencia anatómicos, en otras palabras, definen los ejes de los sistemas anatómicos en la posición de referencia. Las posiciones espaciales de los marcadores pueden ser registradas al inicio (posición de referencia) o en conjunto con los marcadores técnicos en el desarrollo del movimiento. Por otro lado, los marcadores técnicos son utilizados para cuantificar el movimiento con precisión. En este proyecto los marcadores reflectantes cumplirán ambas funciones, serán marcadores anatómicos para establecer las posiciones de referencia y serán marcadores técnicos para medir el movimiento.



Figura. 2.6 Marcadores reflectivos

Fuente Propia

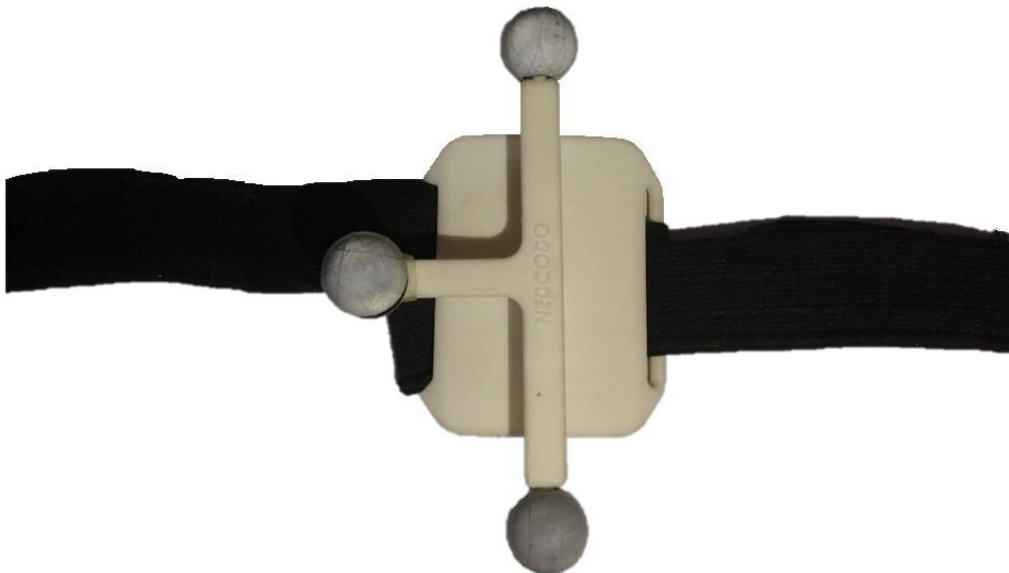


Figura. 2.7 Marcadores con sistema de sujeción .

Fuente Propia

2.3.2 SISTEMA DE FOTOGRAMETRÍA

Se encuentra disponible en el departamento de ingeniería mecánica. Es un sistema conformado por diez cámaras Smart interconectadas entre ellas y a un ordenador. Las cámaras se encuentran distribuidas espacialmente a lo largo del perímetro de la habitación, además, poseen las siguientes características; frecuencia de adquisición desde los 30 [fps] a 250 [fps], resolución de 12 [Mpx], y precisión de 0.2 [mm]. A través del ordenador se ejecuta el software Kinscan, el cual permite obtener los registros en 2D o 3D (según el tipo o alcance de la investigación) de los marcadores que se hallen al interior del laboratorio.



Figura. 2.8 Cámara del sistema de fotogrametría

Fuente Propia

2.3.3 BICICLETA ESTÁTICA

La bicicleta estática de la marca LifeGear, es un equipo regulable no solo a nivel de carga, sino también en la altura del asiento. El nivel de carga o esfuerzo varía de 0 a 8. El nivel cero se caracteriza por la ausencia de carga, en tanto que, el nivel ocho presenta la carga máxima. El asiento puede ser ajustable en tres distintas posiciones [0,1,2]. En la posición cero, el asiento y el piso presentan la distancia más corta, mientras que, en la posición dos ocurre lo contrario, la distancia entre ellos es la más grande. Finalmente, a través de la figura 2.9, se describe las distancias presentes entre los diferentes elementos de interés (manubrio, asiento, y pedales)



Figura. 2.9 Dimensiones bicicleta estática
Fuente Propia

2.3.4 INSTRUMENTOS COMPLEMENTARIOS

Para obtener las medidas antropométricas de peso, talla, y tamaño de fémur y tibia de los participantes fue necesario el uso de una báscula de peso, medidor de talla, y una cinta métrica, respectivamente. La báscula presenta una capacidad máxima de 140 [kg], y una escala de división de 0.5 [kg]. El medidor de talla tiene un rango comprendido entre los 140 a 190 [cm], con una escala de 1 [mm]. Finalmente, la cinta métrica presenta un rango de medida de 0 a 150 [cm], y una escala de 1 [mm].

2.4 PROTOCOLO DE PRUEBAS

Una vez definido el modelo teórico, diseño experimental, e instrumentos, se procede a reclutar a los participantes. Posterior, se establece la agenda o logística, la cual permita a cada uno de los participantes asistir al laboratorio de bioingeniería, lugar donde se realizará la experimentación. Por otro lado, las fases o pasos que se realizaron para llevar a cabo el experimento son descritos a continuación.

2.4.1 PREVIO AL EXPERIMENTO

Con el conjunto de participantes definidos, se procede a enviarles a cada uno de ellos un mensaje informativo. En el mismo se especifica el lugar al cual deben asistir con fecha y hora, adicionalmente, se menciona la indumentaria que deben traer consigo, en este sentido, se les solicito una licra o pantaloneta.

En el día citado y antes de iniciar con la fase de experimentación, se efectúa una charla ilustrativa a cada uno de los participantes. Se menciona los alcances y objetivos del proyecto, el ejercicio a ejecutar, y la instrumentación que usaran durante la prueba. Respeto al ejercicio, ellos deben ubicarse sobre la bicicleta estática y realizar la actividad de pedaleo por un minuto. Se enfatiza que el ejercicio debe ser ejecutado de forma natural, es decir, que mantengan una postura relajada al momento de realizar la actividad. Adicionalmente, el ejercicio será efectuado tres veces con intervalos de descanso establecidos.

Por otro lado, se detalla el uso, tratamiento y confidencialidad de sus datos, asimismo, se expone que su participación es libre y voluntaria, por consiguiente, ellos tienen la potestad de abandonar la prueba si así lo consideran. Posterior a la charla, se solicita a los participantes llenar los formularios de consentimiento y cuestionario, ANEXO I y ANEXO II, respectivamente.



Figura. 2.10 Participante llenando formularios

Fuente Propia

Finalmente, los participantes son llevados a una habitación cerrada y se les pide colocarse la indumentaria que fue solicitada previamente. Posterior, se procede al registro de las medidas antropométricas. La talla y peso son tomados con el medidor de talla y balanza, mientras que, en la pierna son registradas dos longitudes con el uso de una cinta métrica. La primera medida corresponde entre la cadera y la rodilla, y la segunda, a la longitud entre tobillo y rodilla. Finalmente, los registros de todos los participantes se muestran en el ANEXO III.

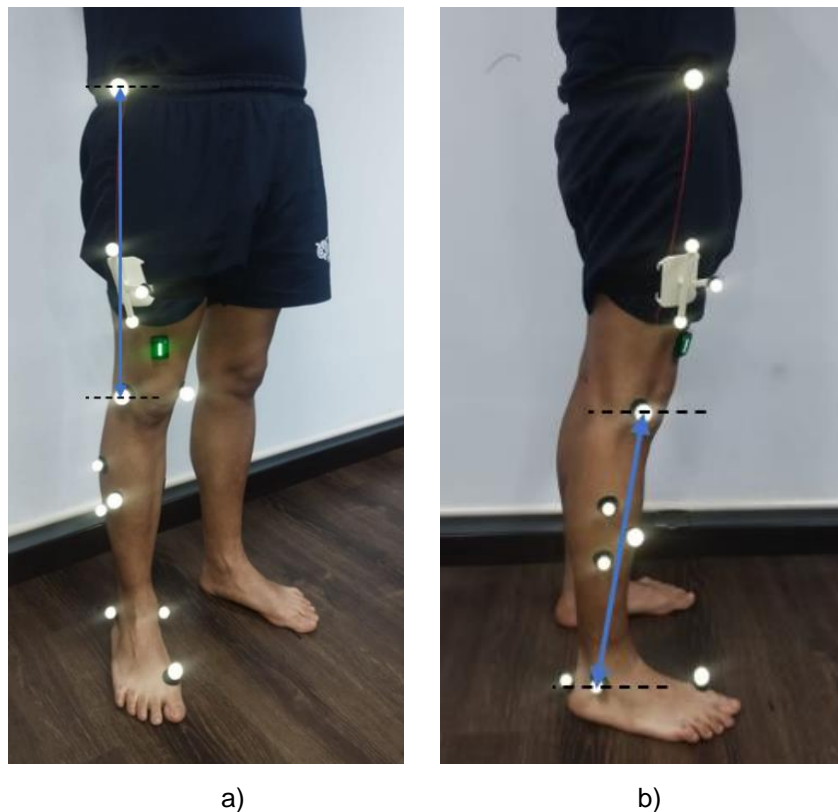


Figura. 2.11 a) Segmento femoral. b) Segmento tibial

Fuente Propia

2.4.2 INSTRUMENTACIÓN DEL SUJETO

En esta etapa se establece el protocolo de instrumentación, se describe número, posición, y nomenclatura de los marcadores reflectivos a utilizar, de la misma forma, se define el número de instrumentistas. En un inicio, los marcadores reflectivos son colocados sobre distintas áreas de interés del miembro inferior derecho figura 2.12, asimismo, el posicionamiento de estos está basado en las recomendaciones del ISB del IBV.



Figura. 2.12 Instrumentista ubicando los marcadores

Fuente Propia

Son 13 marcadores distribuidos en cinco áreas de la pierna. El primer marcador es ubicado sobre la cadera, de la misma manera, en la rodilla son colocados dos marcadores, uno en posición interna y el otro en posición externa. Por otro lado, en el primer y segundo segmento de la pierna se ubican tres marcadores reflectantes, respectivamente, y los últimos cuatro marcadores son situados sobre el pie, además, la figura 2.13 muestra las etiquetas de los distintos marcadores.

Finalmente, en el protocolo se establece a dos instrumentistas para efectuar la fase de instrumentación. Los marcadores colocados por el primer instrumentador permitirán del registro en el tiempo de las posiciones tanto de la prueba estática y las pruebas dinámica uno y dos, mientras que, el segundo instrumentador estará encargado de colocar los marcadores para efectuar la prueba dinámica número tres.

+

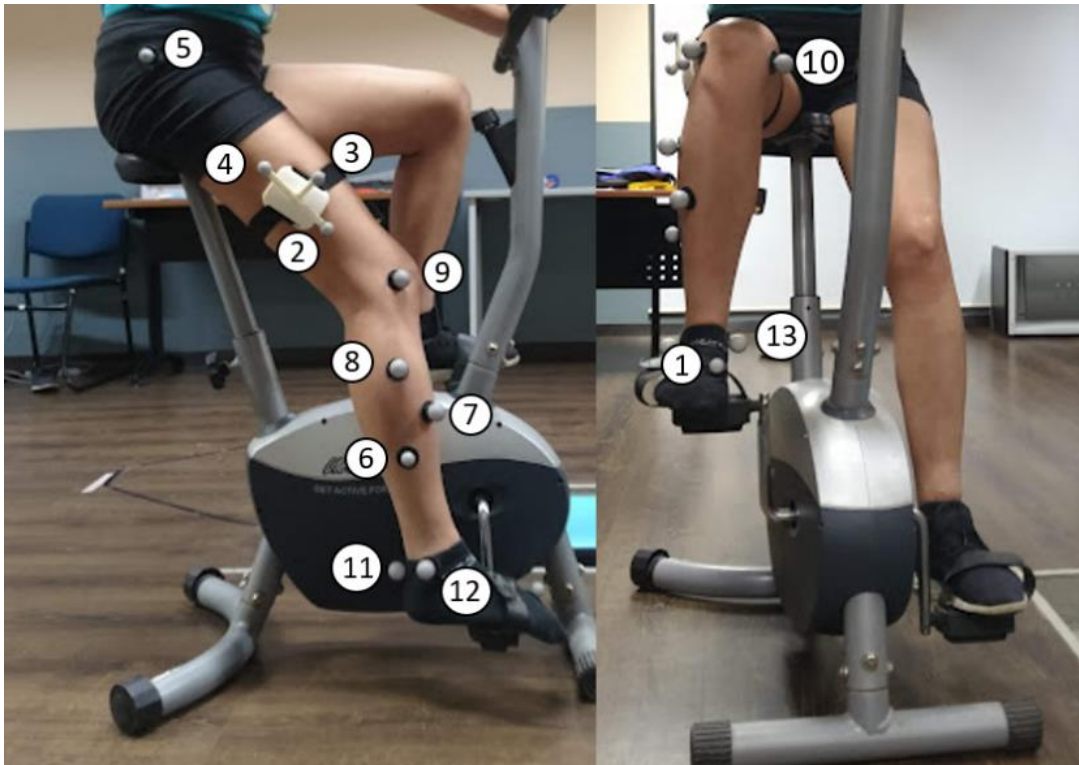


Figura. 2.13 Etiquetado de los marcadores.

Fuente Propia

Tabla 2.1

Descripción de los marcadores etiquetados

Número de Marcador	Descripción	Número de Marcador	Descripción
1	dedo_p	8	pierna_s
2	muslo_i	9	rod_ext
3	muslo_m	10	rod_int
4	muslo_s	11	talon
5	pelvis_der	12	tob_ext
6	pierna_i	13	tob_int
7	pierna_m		

2.4.3 ETAPA DE EXPERIMENTACIÓN

Una vez colocados los marcadores reflectivos al participante, se inicia la fase de experimentación. El sujeto debe efectuar cuatro pruebas divididas entre una prueba estática y tres pruebas dinámicas, a su vez, se establecen periodos de reposo entre pruebas. Por otro lado, en toda la fase de experimentación los instrumentadores desarrollan un papel fundamental, se encargan de ubicar y retirar los marcadores a los participantes. A través de la figura 2.14 se aprecia los pasos seguidos para desarrollar la etapa de experimentación.

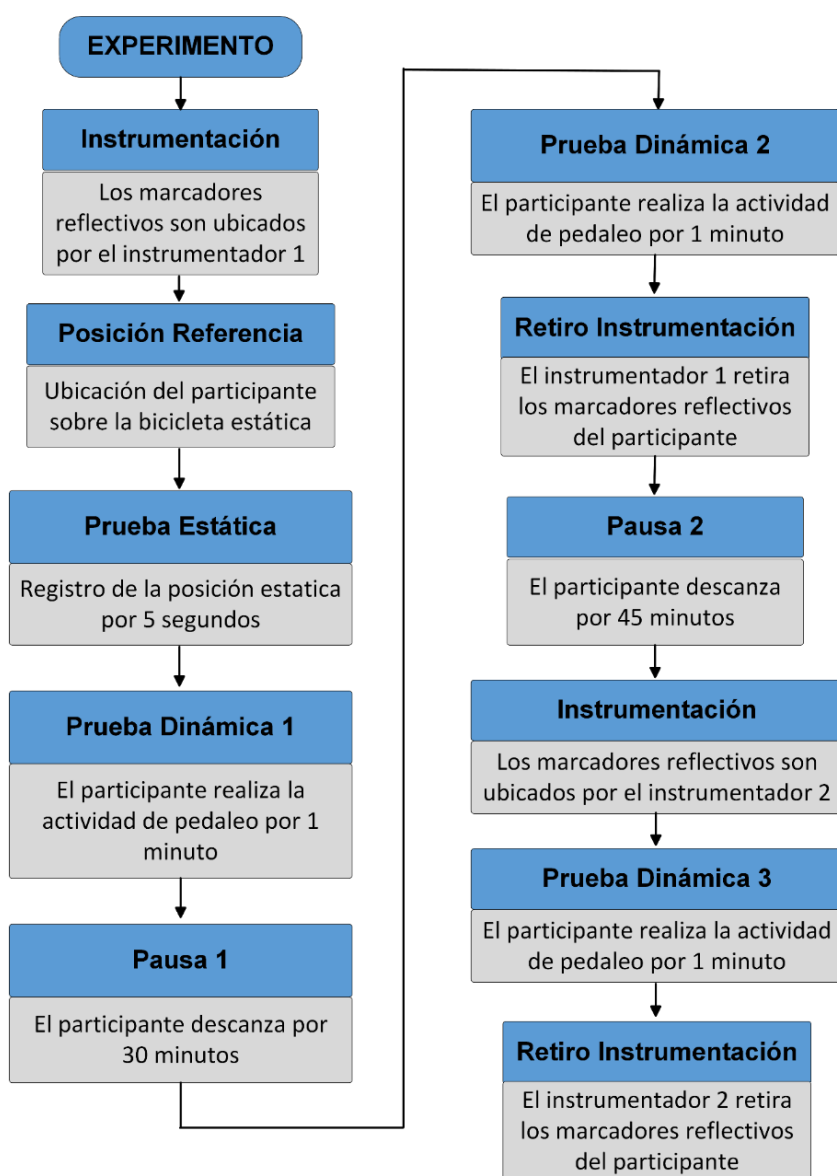


Figura. 2.14 Diagrama de la fase de experimentación.

Fuente Propia

El participante se ubica sobre la bicicleta estática y se le indica la postura a tomar durante la prueba. La espalda debe mantener una posición recta y con visión al frente, asimismo, ambas manos se ubican sobre el manubrio en un área específica definida. Por otro lado, los pies se ubican sobre los pedales, y en la posición de inicio, el pie derecho debe formar un ángulo recto con la biela de la bicicleta, tal como se muestra en ANEXO V.

Una vez adoptada la posición, se procede a realizar la prueba estática. El participante mantiene la postura inicial por un lapso de cinco segundos. En este sentido, la posición de referencia del participante es capturada por el sistema de fotogrametría. Posteriormente, se inicia la prueba dinámica número 1, el participante realiza la acción de pedaleo de una forma natural y relajada por el periodo de un minuto.



Figura. 2.15 Participante durante el ejercicio.

Fuente Propia

Finalizada la primera prueba dinámica, el participante se ubica en el área de descanso por un periodo de 30 minutos. Posterior, el sujeto regresa a la bicicleta estática y se ubica nuevamente en la posición de referencia. Se procede a efectuar la prueba dinámica número 2, el participante realiza nuevamente la acción de pedaleo por un minuto, mientras que, las posiciones de los marcadores son registradas.

Una vez finalizada la prueba dinámica número 2, el instrumentador número 1 procede a retirar todos los marcadores reflectivos ubicados en el miembro inferior del paciente, además de, mantenerlo en el área de descanso por el lapso de 45 minutos. Transcurrido el tiempo de receso, el instrumentador número 2 procede a colocar los marcadores reflectivos al paciente, así mismo, el sujeto se ubica nuevamente en bicicleta estática. Se inicia la prueba dinámica número 3, el paciente inicia en la posición de referencia y pedalea nuevamente por el periodo de un minuto. Finalmente, el paciente es llevado al área de descanso, y el instrumentador número 2 retira los marcadores reflectivos.



Figura. 2.16 Retiro de marcadores por parte del instrumentador.

Fuente Propia

2.4.4 PROCESAMIENTO DE DATOS

Los datos generados por el sistema de fotogrametría son archivos de extensión txt, describen las posiciones de la nube de marcadores en el tiempo, y su vez, son el insumo de entrada para la aplicación desarrollada en el software Matlab. La figura 2.17 muestra el algoritmo que permite obtener las variables de estudio a partir de las medidas registradas por el sistema de medición.

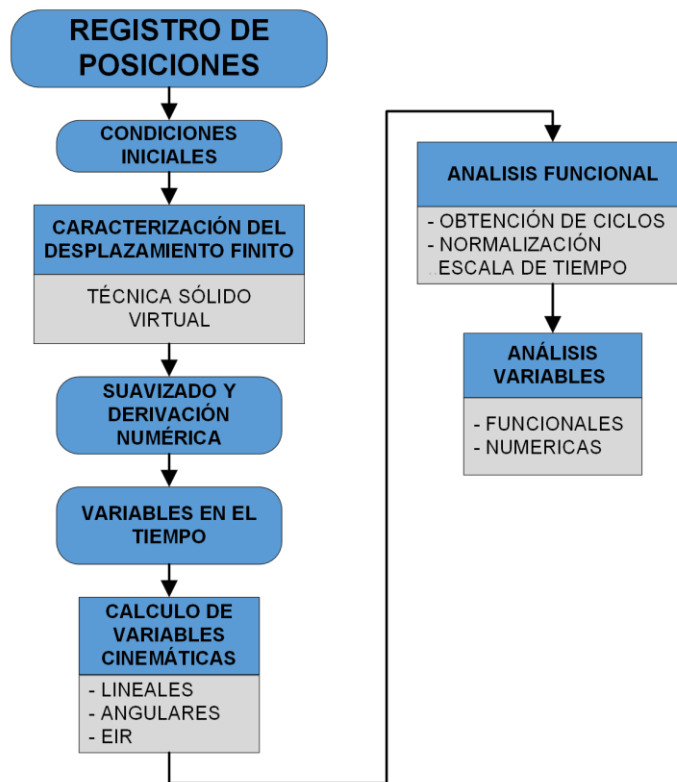


Figura. 2.17 Diagrama del procesamiento de datos.

Fuente Propia

2.4.4.1 Condiciones iniciales

Se establecen las condiciones de vector tiempo y punto virtual. El vector tiempo se deriva de los fotogramas por segundo con el cual se ejecutó el experimento, asimismo, garantiza la linealización, es decir, que las variaciones del tiempo (Δt) sean las mismas en todos los tramos del experimento. Por otro lado, el estudio del movimiento relativo (cinemática articular) se efectuará sobre el punto virtual. Dicho punto, se ubica en el medio de marcadores de la rodilla, exactamente, entre los marcadores 9 y 10.

2.4.4.2 Suavizado y derivación numérica

Se ha empleado bases de B-splines de orden 6 para suavizar los datos brutos, así también, el método reduce los errores involuntarios inevitables que se producen durante la medición experimental. Las bases B-splines se encuentran detalladas en el artículo de Ramsay y Silverman (2005). Las derivadas, por otra parte, ofrecen estimaciones tanto de velocidades como aceleraciones, elementos requeridos para describir por completo la cinemática de la rodilla.

2.4.4.3 Cálculo de variables

Una vez que se han suavizado los registros, se utiliza el modelo cinemático del apartado 2.1 para hallar las magnitudes de interés. La rotación de los ángulos en relación con la posición de referencia (vectores de Rodrigues y la secuencia de Euler ZXY) generan los vectores velocidad y aceleración angular. Por otra parte, la posición del EIR se encuentra sobre el punto resultante entre la intersección del eje con el plano anatómico del movimiento.

2.4.4.4 Normalización escala de tiempo

Los ciclos completos del movimiento de la rodilla (flexoextensión) son descritos por las variables mencionadas anteriormente. Por otra parte, se realiza una fase de normalización de la escala de tiempo para realizar el análisis funcional de los resultados, además de, cortar y superponer los ciclos, tal como se muestra en la figura 2.18. Respecto a la normalización, se ha utilizado el criterio de un re escalado lineal, de esta manera, la duración de cada ciclo se expresa en una escala que va del 0 al 100 por ciento, en López et al. se profundiza el proceso de normalización. Respecto a los ciclos, estos empiezan y terminan en el mismo lugar, tomando como referencia el valor más pequeño de la variable angular. Además, el criterio de corte se basa en el valor de ángulo mínimo y los puntos de velocidad angular cero (Cáceres , 2019).

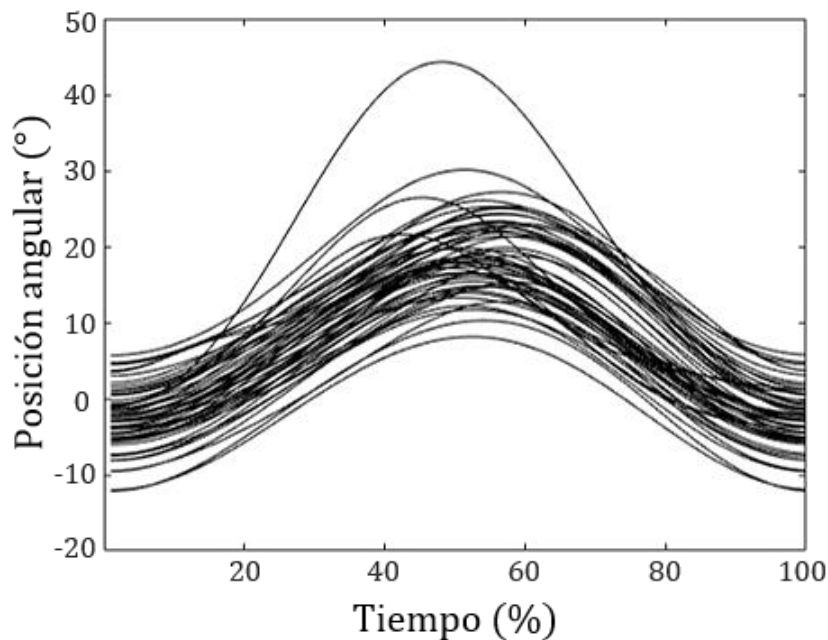


Figura. 2.18 Curvas de la posición angular escalada.

Fuente Propia

2.4.4.5 Variables

Las variables funcionales se obtienen mediante las ecuaciones establecidas en el apartado 2.4.4.3, asimismo, se ha definido las variables numéricas. En las siguientes secciones se definen las variables utilizadas en el presente estudio, discerniendo las variables numéricas de las funcionales.

2.4.4.5.1 Variables funcionales

Las variables funcionales se muestran en porcentajes sobre la duración promedio de un ciclo. Además, las variables se miden en cada sesión utilizando el tiempo normalizado como escala. Las siguientes variables han sido evaluadas.

- Posición angular $\theta(t)$: El ángulo que algún segmento de la pierna ha girado en relación con la posición de referencia, expresado en grados.
- Velocidad angular $\omega(t)$: Debido a la naturaleza casi plana de los movimientos en el estudio, la velocidad angular utilizada en la descripción cinemática es la derivada del ángulo principal con respecto al tiempo, así mismo, se procede a calcular el vector velocidad angular ω .

- Aceleración angular $\alpha(t)$: Es la derivada de la velocidad angular con respecto al tiempo, de igual manera, se calcula el vector aceleración angular α .
- Posición del EIR: Se calcula para cada movimiento desde el punto H (intersección del EIR con el plano correspondiente al plano que contiene el origen del sistema de coordenadas)

2.4.4.5.2 Variables numéricas

Las variables numéricas se derivan de las variables funcionales mencionadas en la sección anterior.

- Angulo máximo (θ_{\max}): Es el valor de los ángulos que corresponden a los extremos del ciclo de movimiento medio.
- Rango de movimiento (RoM): Hace referencia a la amplitud del ciclo medio de movimiento $\theta(t)$.
- Velocidad máxima angular (ω_{\max}): Es la velocidad angular máxima del ciclo medio en cada sentido de movimiento.
- Amplitud de la velocidad angular (DRoM): Se refiere a la amplitud de la curva media $\omega(t)$.
- Aceleración máxima angular (α_{\max}): Es la aceleración angular máxima del ciclo medio en cada sentido de movimiento.
- Amplitud de la aceleración angular (D2RoM): Se refiere a la amplitud de la curva media $\alpha(t)$.

2.4.5 ANÁLISIS ESTADÍSTICO

A partir de las variables obtenidas en el apartado anterior, se procede a encontrar la fiabilidad de estas, mediante los coeficientes de fiabilidad relativa y absoluta. Para lo cual, se utiliza los coeficientes CMC (coeficiente de correlación múltiple) y SEM (error estándar del promedio).

2.4.5.1 Coeficiente de correlación múltiple (CMC)

Las variables cinemáticas se expresan como una función del ciclo de la actividad de pedaleo, y a su vez, estas dan como resultado formas de onda graficas. El coeficiente de relación múltiple busca evaluar la similitud o repetibilidad de estas formas de onda, de la misma manera, calcular las variaciones relacionadas con el factor observador y sesión. La raíz cuadrada positiva del coeficiente ajustado de determinación múltiple es el coeficiente de correlación múltiple, el cual es descrito por la ecuación 50 (Kadaba et al., 1989).

$$CMC = \sqrt{1 - \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{t=1}^T (Y_{ijt} - \bar{Y}_{it})^2 / T(MN - 1)}{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N \sum_{t=1}^T (Y_{ijt} - \bar{Y})^2 / (MNT - 1)}} \quad (50)$$

Adicionalmente, se establecen los siguientes términos.

$$\bar{Y}_{it} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N Y_{ijt} \quad (51)$$

$$\bar{Y}_i = \frac{1}{NT} \sum_{j=1}^N \sum_{t=1}^T Y_{ijt} \quad (52)$$

Donde:

- Y_{ijt} : Es el t-ésimo momento de la j-ésima ejecución en i-ésimo día de la prueba.
- \bar{Y}_{it} : Es el promedio en el punto de tiempo t en el i-ésimo día de prueba.
- \bar{Y}_i : Es la gran media en el i-ésimo día

2.4.5.2 Error estándar del promedio (Standard Error of the Mean – SEM)

La fiabilidad absoluta es descrita por el coeficiente SEM, este se encarga de cuantificar la precisión de las puntuaciones individuales en una prueba. Al contrario de los coeficientes de fiabilidad relativa, los cuales poseen unidades adimensionales, el SEM tiene las mismas unidades que la variable de interés.

Existen diversas maneras de calcular el SEM, entre ellas, la ecuación derivada del ICC (Coeficiente de Correlación Interclase), la desventaja de trabajar con esta expresión es la variabilidad que presenta, ecuación 53. Según Weir (2005) existen 6 modelos que permiten calcular el coeficiente ICC, además que, según el modelo aplicado y la naturaleza de los datos, el coeficiente ICC puede presentar diferencias significativas entre modelos, y a su vez, afectar el valor del coeficiente SEM. Por lo tanto, se ha decidido trabajar con una expresión matemática que depende exclusivamente de los ANOVAs, como lo describe la ecuación 54. (Weir, 2005)

$$SEM = SD\sqrt{1 - ICC} \quad (53)$$

$$SEM = \sqrt{MS_{error}} \quad (54)$$

Donde:

- *SD*: Desviación estándar de todas las puntuaciones
- *MS_{error}*: Error cuadrático medio
- ICC: Coeficiente de correlación Interclase

2.4.6 APLICACIÓN DEL MODELO Y PROGRAMACIÓN

La aplicación desarrollada en el software Matlab está compuesta por un conjunto de archivos tanto principales como secundarios (funciones), los cuales generan las gráficas que describen la cinemática articular, los patrones funcionales, variables numéricas, los efectos por factores antropométricos, y el estudio estadístico. Mediante la figura 2.19 se describe las interconexiones presentes entre archivos principales, funciones, y datos experimentales.

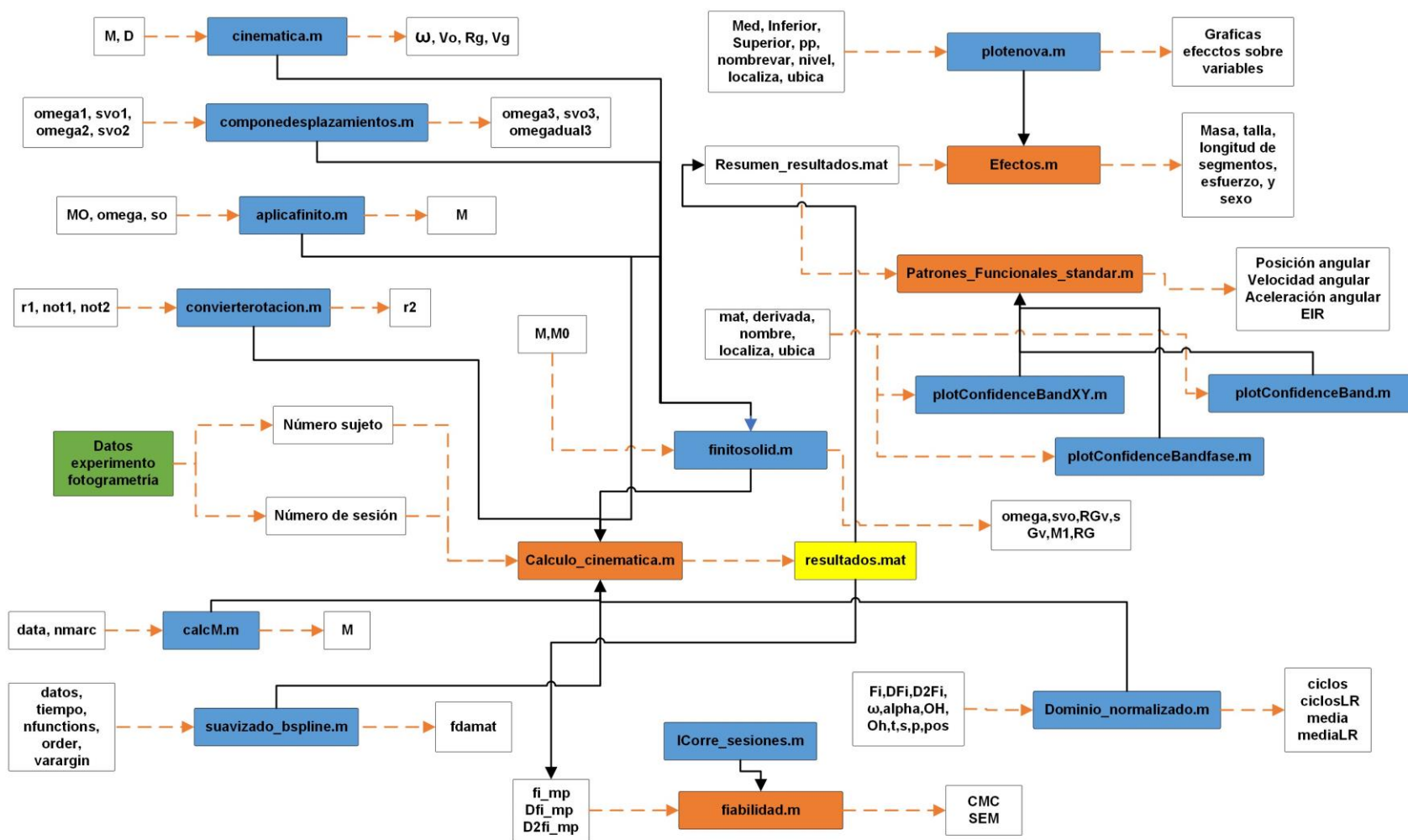


Figura. 2.19 Esquema de programación cálculo cinemática.

Fuente Propia

2.4.6.1 Archivos principales

Los archivos principales son el espacio de trabajo en el cual interrelacionan las diferentes funciones creadas a priori con operaciones matemáticas, y generadores de graficas. Se establecieron un total de cuatro archivos principales, los cuales se describen a continuación.

Calculo_cinematica es un archivo de tipo primario, tiene como propósito hallar numéricamente la cinemática articular, asimismo, el EIR. Por otro lado, la figura 2.20 ilustra el algoritmo desarrollado. El archivo recibe una variedad de entradas incluidos datos experimentales (provenientes del sistema de fotogrametría), funciones (finitosolid, convertirrotacion, suavizado_bspline, aplicafinito, y dominio_normailizado), de igual manera, el uso de las ecuaciones 46, 47 y 48.

El programa **Patrones Funcionales Standar** se puede describir como una extensión del archivo Calculo_cinematica, ya que, tiene como objetivo hallar de manera grafica tanto la cinemática articular, variables numéricas, y el eje instantáneo de rotación (EIR). Para ello, se necesita dos insumos de entrada, las funciones (plotConfidence Band, BandXY, y Bandfase), y la variable generada **Resumen_resultados** generada del programa Calculo_cinematica.

El archivo denominado **Efectos** permite encontrar el impacto producido por los distintos factores antropométricos (masa, talla, y tamaño de los segmentos del miembro inferior), esfuerzo y sexo sobre la cinemática articular. Básicamente, este archivo este compuesto por un conjunto de operaciones matemáticas y dos parámetros de entrada. La función **plotenova**, y la variable **Resumen_resultados** (derivado del archivo calculo_cinematica).

Mediante el archivo titulado **fiabilidad** se realiza el estudio estadístico de los resultados obtenidos, es decir, permite encontrar el coeficiente de correlación CMC y SEM. Los parámetros entrada necesarios son dos, la variable resultados procedente del archivo calculo_cinematica, y la función **ICorre_sesiones**.

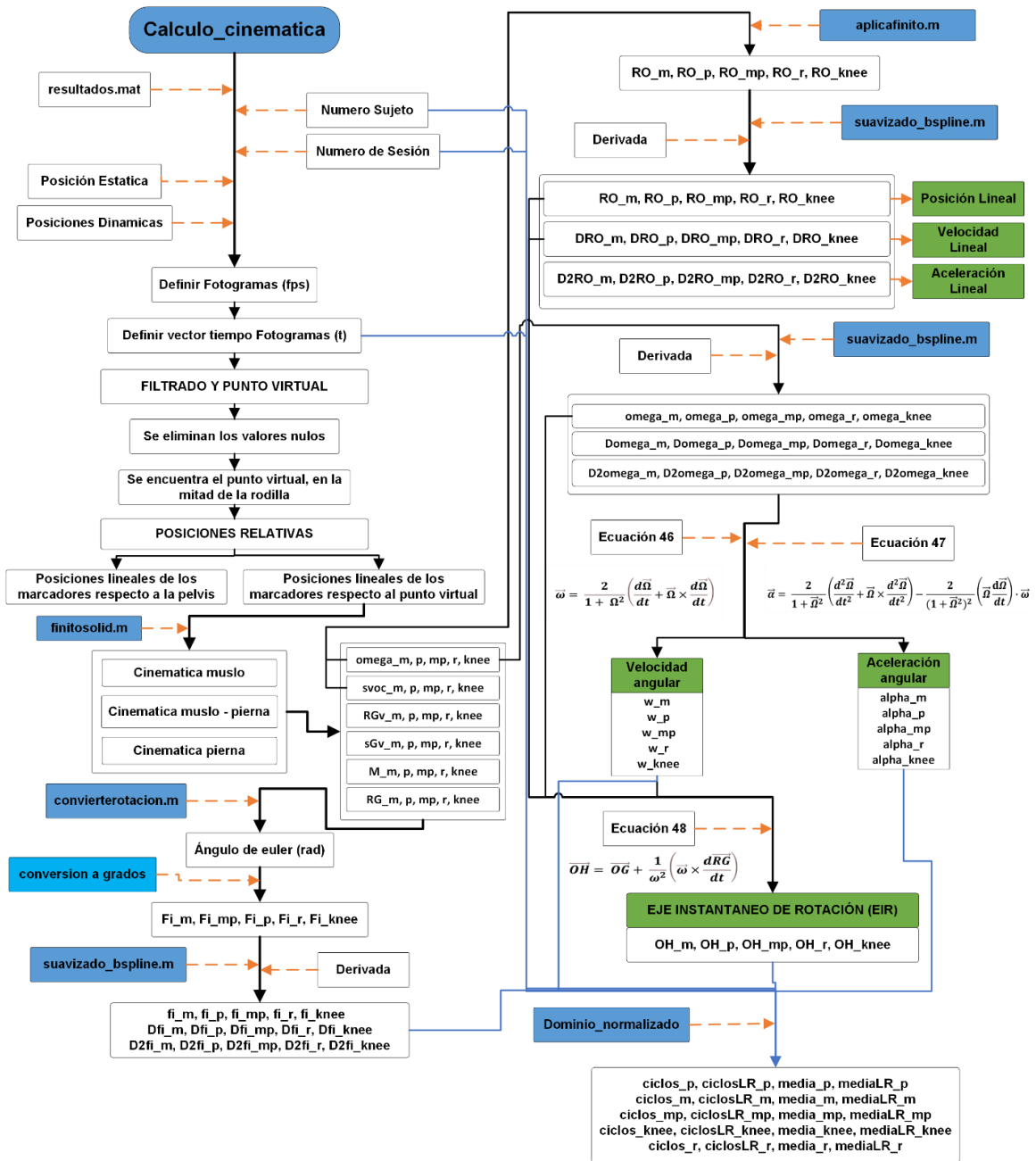


Figura. 2.20 Esquema del algoritmo para la obtención de variables cinematicas.

Fuente Propia

2.4.6.2 Funciones

Las funciones son scripts de extensión mlx, además, se consideran como bloques de código que permiten realizar operaciones puntuales. Las funciones implementadas en este trabajo están definidas mediante parámetros de entrada y

posterior devuelven un valor o valores como argumentos de salida. A continuación, se describe las funciones implementadas.

La función **calcM** permite interpretar los datos y obtener una matriz de marcadores adecuada. En la función se ingresan dos parámetros, data es la matriz que contiene los fotogramas y el número de marcadores, mientras que, nmarc es el vector fila con los marcadores que se quiere colocar en M. EL parámetro de salida M, es una hipermatriz, en el cual cada plano son las coordenadas de un marcador en los n instantes.

Con la función **Aplicafinito** se desplaza una serie de puntos mediante la aplicación de un desplazamiento finito, figurado por las variables obtenido del método de los cuerpos virtuales **finitos.m**. En los parámetros de entrada se establece M0, OMEGA, S0, las cuales representan, las matrices de posición inicial de los marcadores, los vectores de Rodrigues, y el desplazamiento virtual del origen, respectivamente. Por otra parte, M como parámetro de salida representa la matriz con la posición final de los marcadores.

La función **cinemática** permite caracterizar el desplazamiento instantáneo de la nube de marcadores. Los valores de ingreso M y D, representan la posición y derivada de los marcadores. Mientras que, los valores de salida ω , V_o , R_g , y V_g figuran los vectores velocidades angulares, velocidades del origen de coordenadas, posiciones y velocidades del centro de gravedad del conjunto de marcadores, respectivamente.

A través de la función **conponedesplazamientos** se realiza la composición de desplazamientos finitos mediante el uso de vectores duales. Los parámetros de entrada son svo1 y svo2, desplazamientos virtuales de un mismo punto, asimismo, omega1 y omega2, definen la posición en cada instante son. Por otro lado, los argumentos de salida, omega3, svo3, omegadual3, representan el vector de Rodrigues resultante, desplazamiento virtual resultante, y el vector dual que representa el desplazamiento finito, respectivamente.

Con la función **convierterotacion** se transforma las rotaciones entre distintas rotaciones. Los valores que ingresan a la función son $r1$, $not1$, $not2$, mientras que, el valor de salida es $r2$. Las rotaciones equivalentes son representadas por los vectores o matrices $r1$ y $r2$. La función convierte $r1$ a $r2$, expresado en $not1$ y $not2$, respectivamente.

La función **Dominio_normalizado** segmenta los ciclos en escalas de tiempo iguales. Se encuentran puntos máximos y mínimos de velocidad, al inicio o al final pueden presentarse puntos de velocidad cero o poco desplazamiento, se eliminan aquellos cuyo fi sea menor al umbral un cuarto de $p95$. Se establecen los índices donde empiezan y terminan los ciclos de subida, de la misma manera, los índices donde empiezan y terminan los ciclos de bajada.

El desplazamiento finito de un conjunto de marcadores es caracterizado por medio de la función **finitosolid**. La función se basa en la técnica del sólido virtual y la corrección de solidificación. Los elementos de entrada de la función son M y $M0$, representan las coordenadas de los marcadores en el tiempo y en el instante inicial, respectivamente. Los elementos de salida ω (vectores de Rodrigues, desplazamiento finito), svo (vectores que precisan el desplazamiento virtual del origen), RGv (vectores que definen el centro de gravedad virtual, calculada después de corregir la deformación), sGv (vectores que definen el desplazamiento virtual del centro de gravedad virtual, una vez que, se corrige la deformación) y $M1$ (es una hipermatriz obtenida al desplazar ω , $SV0$, y M , sin deformar),

La función **suavizado_bspline** permite suavizar los datos mediante bases de funciones splines. Como argumentos de entrada, se establece datos, tiempo, $nfunctions$, y $order$. Datos es un vector o matriz de tamaño $m \times n$, donde n es el número de repeticiones o el número de variables que contiene los datos a ajustar. El vector columna Tiempo muestra los puntos donde se obtuvieron las medidas de la matriz datos, además, la extensión del vector tiempo debe ser m . El argumento $nfunctions$ indica el número de funciones que se utilizaran en el suavizado. Order es el grado del polinomio. Por otro lado, el argumento de salida $fdamat$ es un vector o

matriz que contiene los valores ajustados de la función y sus derivadas en diferentes instantes de tiempo.

El archivo **plotanova** es la única función implementada en el programa **Efectos**. Dicha función tiene como argumentos de salida las gráficas de los resultados de un anova. Las tres curvas en cada una de las gráficas representan la media, los límites superior e inferior. Por otro lado, los argumentos de entrada de la función son Med, Inferior, Superior, pp, Nombrevar, nivel, localiza, y ubica.

Tanto las funciones **plotConfidenceBand**, **plotConfidenceBandfase**, como la función **plotConfidenceXY** permiten calcular las medianas funcionales de las curvas de los ejes instantáneos, así mismo, elimina los extremos de las curvas para analizar los distintos rangos intercuartílicos. La estructura es una matriz 2D [$n \times m \times 2$] con las medidas de n sujetos, en m puntos y las coordenadas de corte con el punto tiempo normalizado de 0 a 100. Los argumentos de entrada de la función son mat, derivada, nombre, localiza, y ubica.

Mediante la función **ICorre_sesiones** se realiza un análisis estadístico a todo el conjunto de datos obtenidos y procesados. La función tiene como parámetros de entrada a los argumentos cse, typ, y Xc. Por otro lado, se enumeran 21 parámetros de salida, entre los más relevantes se cita a SEM, CMC, media, mediana, desviación estándar, varianza.

3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados de la fase de experimentación se presentan en este apartado, mediante, la participación de sujetos sanos. Se inicia con la descripción de los sujetos, se continua con, patrones cinemáticos, variables funcionales, variables numéricas, EIR, efectos de los factores individuales, y la fiabilidad tanto relativa como absoluta de las variables cinemáticas,

Por otro lado, los sistemas de referencia empleados están de acuerdo con los recomendados por la ISB, que establece el signo de las variables cinemáticas de acuerdo con la dirección del movimiento (Wu et al., 2002), tal como lo describe la tabla 3.1.

Tabla 3.1

Nomenclatura y sentido del movimiento

Movimiento	Abreviación	Eje de rotación	Plano de movimiento	Criterio de signos
Flexo-Extensión	(FE)	Sagital	z	(-) Flexión (+) Extensión

3.1 DESCRIPCIÓN DE LOS PARTICIPANTES

Como ya se mencionó, el grupo de participantes no presentan signos patológicos a nivel de rodilla. La tabla 3.2 detallan las particularidades de los participantes. La muestra estuvo conformada por 18 sujetos, dividido entre 10 hombres y 8 mujeres. Las edades del grupo oscilaban entre los 20 y 48 años, con una media de 29.7 años

Asimismo, la tabla 3.2 presenta los datos fraccionados por sexo y global, junto con las diferencias en edad, peso, altura y secciones de la pierna. El rango de peso del conjunto de participantes oscila entre los 46 y 87 [kg], manteniendo una media de 64.3 [kg]. Respecto a la talla, este factor fluctúa entre 150.5 y 179 [cm], encontrándose una media de 165.9 [cm].

Tabla 3.2*Características de los participantes*

	HOMBRES (n=10) \bar{X} (σ)	MUJERES (n=8) \bar{X} (σ)	GLOBAL (n=18) \bar{X} (σ)
Edad (años)	27.5 (4.3)	32,4 (9.9)	29.7 (7.5)
Peso (kg)	69.3 (10.9)	57,9 (8.6)	64.3 (11.4)
Estatura (cm)	171.6 (4.9)	158,7 (4.9)	165.9 (8.2)
Seg. Tibial (cm)	41.7 (1.3)	38.7 (1.8)	40.3 (2.1)
Seg. Femoral (cm)	49 (3.1)	47.1 (2.5)	48.1 (2.9)

 \bar{X} : Media; σ : Desviación estándar

Adicionalmente, se cuantificaron dos factores derivados del miembro inferior, los cuales reflejan la longitud entre cadera y rodilla (segmento femoral), y la longitud entre rodilla y tobillo (segmento tibial). En cuanto al primer factor, se encontró una discrepancia de 1.9 [cm] entre hombres y mujeres con respecto a la media, mientras que, el segundo factor presenta una diferencia de 3 [cm]

3.2 PATRONES CINEMÁTICOS

Las características generales del movimiento en el espacio y las trayectorias generadas por el EIR son presentadas en este apartado. Inicialmente, se aborda los resultados respecto a los patrones cinemáticos funcionales, y variables funcionales. se prosigue con el EIR, y se culmina con las variables cinemáticas numéricas.

3.2.1 PATRONES CINEMÁTICOS FUNCIONALES

Las curvas que describen los ángulos, velocidad y aceleración angulares se describen mediante las figuras 3.1, 3.2, y 3.3. Estas se muestran en función del tiempo normalizado, que oscila 0 a 100 [%] del ciclo de movimiento. La curva promedio se muestra como una línea negra sólida y las observaciones individuales se muestran en gris. Asimismo, se presentan las curvas de la media funcional más una desviación estándar (+), y menos una desviación estándar (-). Analizando la figura 3.1, posiciones angulares, estas son similares a una onda cosenoidal acotada a la mitad de su periodo. Cada curva está compuesta por dos regiones, las cuales

describen los movimientos tanto de extensión como de flexión. En promedio, la flexión representa el 51 [%] del movimiento, posterior a este valor, solo se genera movimiento de extensión. En el intervalo de 0 a 5 [%] la pendiente de la curva es pequeña, por lo cual, la variación de la posición angular es baja. Posterior a este rango, el valor de la pendiente aumenta, de esta manera, se genera un cambio significativo en la posición angular. El efecto se produce aproximadamente en el intervalo entre 5 y 50.5 [%], adicionalmente, el intervalo varía en función de la curva analizada. Desde el 50.5 al 53 [%] del movimiento, el valor de la posición angular experimenta su último incremento. En esta última zona, la velocidad angular es casi estática, ya que, su incremento es relativamente bajo. Posterior a esta región se produce el movimiento de extensión.

Al igual que en flexión, el movimiento de extensión presenta tres zonas de interés. La primera abarca, en promedio, el intervalo entre 53 y 55.5 [%] del movimiento. La pendiente es baja, generando que, la variación de la posición angular sea pequeña. En la segunda zona, comprendida entre 55.5 y 95 [%] del movimiento, la pendiente aumenta su valor considerablemente. Provocando a su vez, que la posición angular cambie significativamente. Finalmente, en la región delimitada por 95 y 100 [%] del movimiento, la pendiente es pequeña, generando que la posición angular sea relativamente baja.

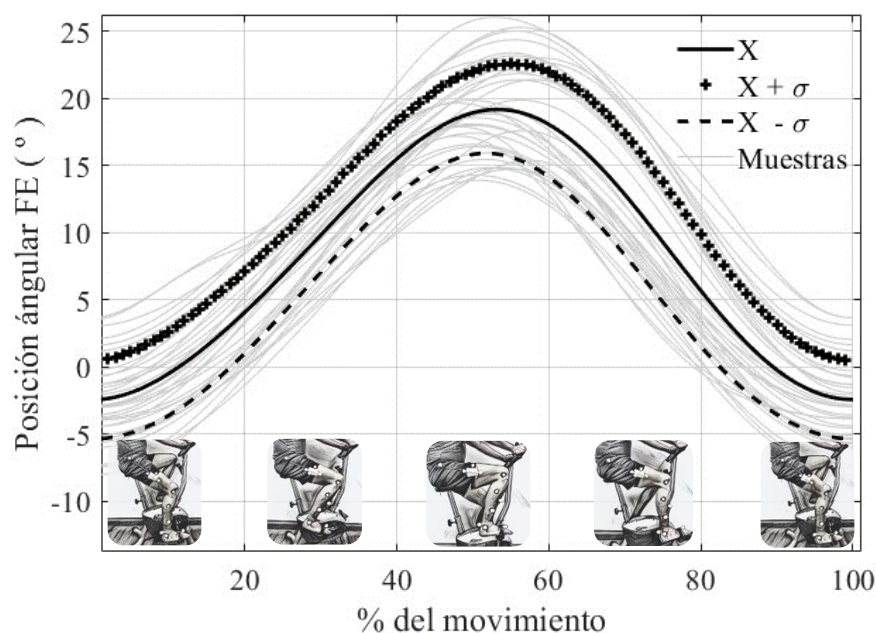


Figura. 3.1 Patrón de normalidad posición angular.

Fuente Propia

La curva sobre la media, línea discontinua (+), presenta una variación de 0.458 a 1.061 [°], en la zona inicial. En el siguiente intervalo de interés, 5 al 50 [%], la posición angular experimenta un cambio significativo, el valor fluctúa de 1.061 a 22.01 [°]. En la última etapa de flexión, 50 al 55 [%], la posición angular cambia de 22.01 a 22.54 [°]. Por otra parte, en la primera zona de extensión, 55 al 60 [%], el valor de la velocidad angular decrece de 22.54 a 21.95 [°]. La variación de la posición angular es más notoria en la segunda área de interés, esta cambia, de 21.95 a 1.125 [°]. En el último intervalo, 95 al 100 [%], la posición angular fluctúa de 1.125 a 0.437 [°]. Finalmente, los valores de la posición angular para los distintos tramos de interés se muestran en la tabla 3.3.

Tabla 3.3

Descripción de las zonas de interés de la posición angular

Posición	Curva	FASE	Intervalo			
			Inicio		Final	
			Acción [%]	Posición Angular [°]	Acción [%]	Posición Angular [°]
Zona 1	$x + \sigma$		0	0.458	5	1.061
	x	(-)	0	- 2.465	5	- 1.936
	$x - \sigma$		0	- 5.387	5	- 4.934
Zona 2	$x + \sigma$		5	1.061	50	22.01
	x	(-)	5	- 1.936	51	19.036
	$x - \sigma$		5	- 4.934	48	15.53
Zona 3	$x + \sigma$		50	22.01	55	22.54
	x	(-)	51	19.036	53	19.15
	$x - \sigma$		48	15.53	52	15.891
Zona 4	$x + \sigma$		55	22.54	60	21.95
	x	(+)	53	19.15	56	18.965
	$x - \sigma$		52	15.891	55	15.61
Zona 5	$x + \sigma$		60	21.95	95	1.125
	x	(+)	56	19.965	95	- 1.901
	$x - \sigma$		55	15.61	95	- 4.927
Zona 6	$x + \sigma$		95	1.125	100	0.437
	x	(+)	95	- 1.901	100	- 2.449
	$x - \sigma$		95	- 5.382	100	- 5.382

x: Curva de la media; $x + \sigma$: Curva sobre la media; $x - \sigma$: Curva bajo la media

(+): Movimiento de extensión: (-): Movimiento de flexión

La zona delimitada por los perímetros que pertenecen a las curvas sobre y bajo la media, figura 3.2, generan el área de normalidad. Por otro lado, esta superficie tiene la forma de un toroide proyectada en el plano, asimismo, presenta rangos similares y opuestos a lo largo del movimiento. El área positiva del toroide describe la velocidad angular que se genera en la acción de flexión, de la misma manera, el valor de la velocidad incrementa y decrece durante este movimiento. En el intervalo de ascenso, - 2.51 y 9.16 [°] en promedio, la velocidad experimenta picos tanto mínimo como máximo. Al inicio del movimiento su valor es 0 [°/s], mientras que, al final del intervalo, el valor es máximo. En el descenso, ocurre completamente lo contrario, al inicio del intervalo, 9.16 [°], la velocidad experimenta su valor pico. El movimiento transcurre y la velocidad llega al valor mínimo de 0 [°/s], al final del intervalo, 19.106 [°] en promedio. Por otro lado, la velocidad angular producida en el movimiento de extensión presenta tendencia opuestas al gesto de flexión, por esta razón, los picos máximos y mínimos se invierten. En la primera zona del movimiento de extensión, el valor de la velocidad decrece, pasando de 0 [°/s] a su pico más bajo. Esto ocurre en un intervalo entre 8.48 y 19.107 [°]. En el siguiente intervalo, -2.51 y 8.48, la velocidad incrementa su valor. Esta asciende al valor nulo desde su pico más bajo.

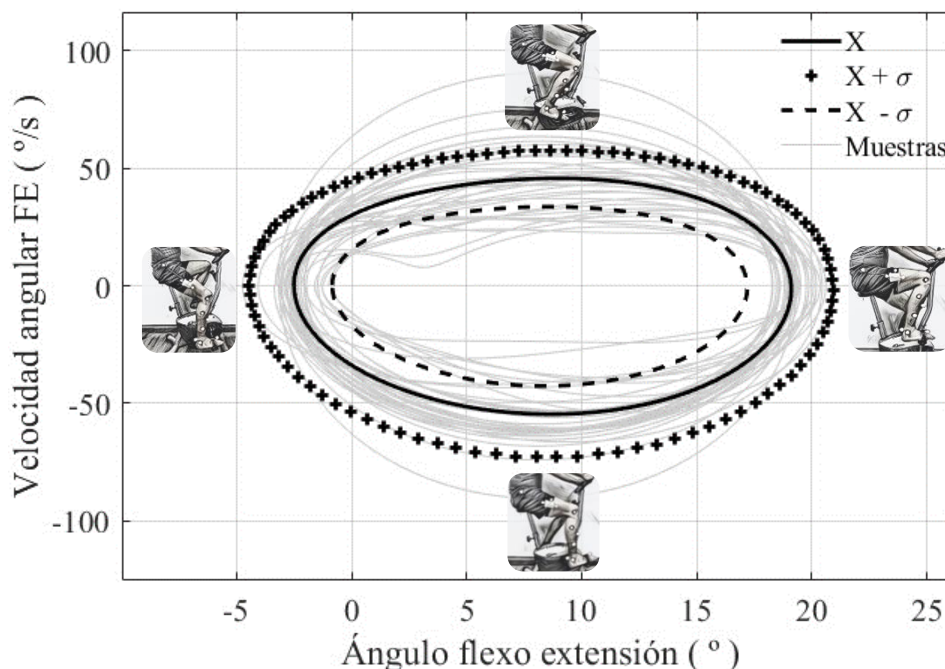


Figura. 3.2 Patrón de normalidad velocidad angular.

Fuente Propia

La velocidad angular bajo la media, línea discontinua (-), presenta un ascenso de 0 a 33.688 [°/s], en el intervalo de - 0.839 a 8.453 [°]. En el siguiente tramo, la velocidad experimenta un decremento, el valor fluctúa de 33.688 a 0 [°/s], en el rango de 8.453 a 17.195 [°]. En el punto extremo del intervalo, 17.195 [°], el sentido de movimiento cambia a extensión. En este gesto también se presenta un aumento y decremento en la velocidad. La velocidad angular decrece en el rango comprendido entre 17.195 a 8.025 [°], esta cambia de 0 a - 42.6 [°/s]. En el intervalo final, 8.025 y - 0.839 [°], la velocidad incrementa su valor, pasa de - 42.6 a 0 [°/s]. Finalmente, la tabla 3.4 muestra valores del ángulo de flexo extensión, así como, la velocidad angular al inicio y al final de cada uno de los intervalos de interés.

Tabla 3.4

Descripción de las zonas de interés de la velocidad angular

Posición	Curva	FASE	Intervalo			
			Inicio		Final	
			Ángulo [°]	Velocidad Angular [°/s]	Ángulo [°]	Velocidad Angular [°/s]
Zona 1	$x + \sigma$		- 4.442	0	8.639	57.565
	x	(-)	- 2.511	0	9.16	45.754
	$x - \sigma$		- 0.839	0	8.453	33.688
Zona 2	$x + \sigma$		8.639	57.565	20.98	0
	x	(-)	9.16	45.754	19.107	0
	$x - \sigma$		8.453	33.688	17.195	0
Zona 3	$x + \sigma$		20.98	0	8.923	- 72.833
	x	(+)	19.107	0	8.483	- 54.641
	$x - \sigma$		17.195	0	8.025	- 42.6
Zona 4	$x + \sigma$		8.923	- 72.833	- 4.442	0
	x	(+)	8.483	- 54.641	- 2.511	0
	$x - \sigma$		8.025	- 42.6	- 0.839	0

x: Curva de la media; $x + \sigma$: Curva sobre la media; $x - \sigma$: Curva bajo la media
(+): Movimiento de extensión; **(-):** Movimiento de flexión

La aceleración angular respecto al ángulo de flexo extensión es descrito por la figura 3.3, asimismo, las curvas presentes en la figura poseen una silueta semejante al número (8) girado hacia la izquierda. Todas las curvas presentan las mismas tendencias. Inicialmente, el valor de la aceleración es bastante alto, luego,

aumenta gradualmente en un corto periodo, hasta llegar a un pico positivo de aceleración. Posterior a la cresta, la aceleración presenta una pendiente negativa, lo cual produce, que el módulo de la aceleración decrezca a medida que se desarrolla el movimiento. La aceleración empieza en el valor pico positivo, transita por el valor nulo, y finaliza en el pico negativo. Posterior a este pico, la aceleración angular experimenta una pendiente positiva, haciendo que, el módulo de esta incremente a medida que se desarrolla el movimiento. De la misma manera, la aceleración transita por tres puntos importantes. Empieza en el pico negativo, pasa por el valor nulo, y finaliza en el punto de inicio del movimiento.

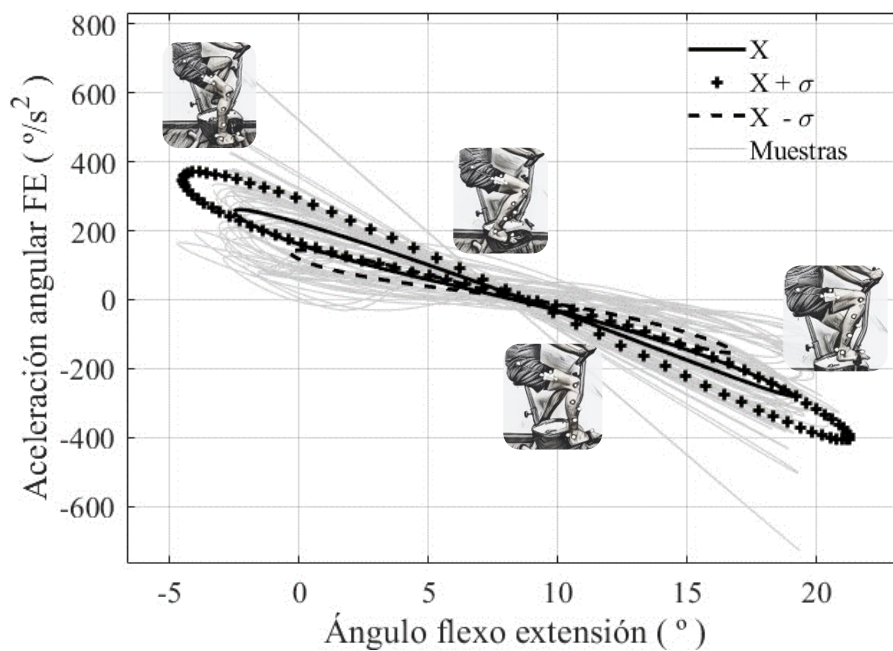


Figura. 3.3 Patrón de normalidad aceleración angular.

Fuente Propia

La curva de la aceleración angular sobre la media (+) presenta una aceleración inicial en el punto (-4.53 [°]; 346.79 [°/s²]). A medida que se realiza la extensión del miembro inferior, el módulo aumenta y llega a un valor pico (4.16 [°]; 369.99 [°/s²]). Posterior, la aceleración decrece y llega a su valor nulo 0 [°/s²] en la posición 8.74 [°], la aceleración continúa con su trayectoria y converge en el pico de aceleración más bajo (20.98[°]; 406.78 [°/s²]). Consecutivamente, el valor de la aceleración incrementa hasta llegar al punto (21.26 [°]; -399.72 [°/s²]), a partir de este punto en adelante se produce el movimiento de extensión. Por lo tanto, el módulo aumenta paulatinamente, atraviesa el punto nulo (9.048 [°]; 0 [°/s²]), y termina por llegar al

punto de inicio del movimiento (-4.53 [°]; 346.79 [°/s²]). Por otro lado, en el punto 8.416 [°], la aceleración angular en extensión es exactamente igual a la de flexión, y su valor es 11.7 [°/s²]. Finalmente, la tabla 3.5 indica los puntos de inicio, picos, nulos e intersecciones de todas las curvas.

Tabla 3.5

Descripción de los puntos de interés de la aceleración angular

Posición	Curva	Flexión		Extensión	
		Ángulo [°]	Aceleración Angular [°/s ²]	Ángulo [°]	Aceleración Angular [°/s ²]
Inicio	$x + \sigma$	- 4.53	346.79	21.26	- 399.72
	x	- 2.51	254.36	19.11	- 277.87
	$x - \sigma$	- 0.313	134.516	16.801	-151.623
Pico máximo	$x + \sigma$	- 4.16	369.99	20.98	- 406.78
	x	-2.302	261.63	19.031	- 279.68
	$x - \sigma$	- 0.042	143.381	16.72	- 154.29
Valor nulo	$x + \sigma$	8.74	0	9.048	0
	x	8.75	0	9.047	0
	$x - \sigma$	8.57	0	8.84	0
Valores idénticos	$x + \sigma$	8.416	11.7	8.416	11.7
	x	8.145	16.47	8.145	16.47
	$x - \sigma$	8.276	6.05	8.276	6.05

x: Curva de la media; $x + \sigma$: Curva sobre la media; $x - \sigma$: Curva bajo la media

Las Figuras 3.4, 3.5 y 3.6 describen el EIR derivadas de los movimientos de extensión y flexión. La dispersión individual es alta, ya que, las características anatómicas de los participantes influyen en el EIR. Así mismo, para ambos movimientos la dispersión es significativa tanto en el inicio como al final. Por otro lado, la dispersión presenta un patrón de reducción cuando el movimiento se aproxima a la mitad de su ciclo.

Cada una de las proyecciones del EIR sobre los planos anatómicos tiene una forma que se asemeja a una cónica, asimismo, cada cónica exhibe un valor de excentricidad. Ubicando los planos de las cónicas de menor a mayor según su

grado de excentricidad, se inicia en el plano sagital, posterior se presenta el plano frontal, y se finaliza con el plano transversal. Por otro lado, en el movimiento de flexión, el plano sagital es de menor excentricidad, continua el plano trasversal, finalmente, la cónica más semejante a una circunferencia se encuentra sobre el plano frontal.

El EIR tiene una progresión natural sobre cada uno de los planos anatómicos. En el plano frontal (fig. 3.5) el EIR se describe siguiendo el sentido opuesto al avance de las manecillas del reloj, es decir, el movimiento es de adentro hacia afuera. En los planos sagital y transversal, por otro lado, ocurre lo contrario (fig. 3.4 y 3.6). Las trayectorias del EIR son descritas en sentido horario.

En todos los planos anatómicos se presentan zonas de cambio de la posición del EIR, a su vez, estos rangos pueden ser relevantes, o a su vez, intrascendentes. En la fase inicial, el EIR cambia de posición levemente a lo largo de los ejes anteroposterior y longitudinal (fig. 3.4-a). Respecto al eje anteroposterior, esta pequeña variación, indica que, al inicio del ciclo de pedaleo la pierna se inclina ligeramente hacia adelante, es decir, existe una pequeña rotación sobre el eje transversal. Mientras que, la pequeña variación sobre el eje longitudinal muestra que la pierna se mueve ligeramente hacia abajo. Por otro lado, sobre el eje transversal (fig. 3.5-a y fig. 3.6-a) la posición del EIR varía en mayor grado, ocasionando que, la pierna se mueva significativamente hacia la derecha, o hacia afuera del plano sagital.

Posterior a la fase inicial, el EIR cambia sustancialmente a lo largo de cada uno de los ejes. Aproximadamente a la mitad del movimiento de extensión, o, a un cuarto del ciclo total, el EIR atraviesa su posición mínima tanto para el eje anteroposterior como para el eje longitudinal. Por otro lado, la posición mínima alcanzada sobre el eje transversal ocurre al final del movimiento de extensión.

Las trayectorias del EIR en la segunda parte del ciclo, flexión, conservan las mismas tendencias a las descritas anteriormente. Esto significa que, según el eje en el que se encuentre, la trayectoria del EIR se desplaza en sentido horario o

antihorario. Así mismo, las cónicas generadas por EIR son bastante similares a su antecesor. Por otro lado, se presenta una diferencia relativamente interesante entre un movimiento y otro. El rango de amplitud del EIR (fig. 3.4-b, fig. 3.5-b, y fig. 3.4-b) incrementa en la acción de flexión, en otras palabras, en la segunda etapa del movimiento la pierna tiende a moverse con mayor libertad o en mayor grado.

La acción de pedaleo provoca una oscilación natural del miembro inferior sobre todos los ejes anatómicos. A lo largo del eje longitudinal (fig. 3.4) se observa un ascenso y descenso de todo el segmento de la pierna, lo cual es bastante intuitivo. De manera similar, la pierna se mueve de adelante y hacia atrás sobre el eje anteroposterior (fig. 3.5). Por otro lado, lo realmente interesante es la variación producida en el eje transversal (fig. 3.5 y fig. 3.6). A medida que se produce el movimiento, en extensión como en flexión, el miembro inferior tiende a moverse hacia la derecha, es decir, transitar en la dirección del eje transversal positivo. La inclinación máxima se produce aproximadamente a un cuarto del ciclo para ambos movimientos. Después de este punto, la tendencia cambia y la pierna comienza a inclinarse en la dirección del eje trasversal negativo. Este comportamiento de inclinarse hacia la derecha, luego volver a su posición natural se repite en el siguiente tramo, es decir, de la mitad hasta finalizar el ciclo, para ambos movimientos.

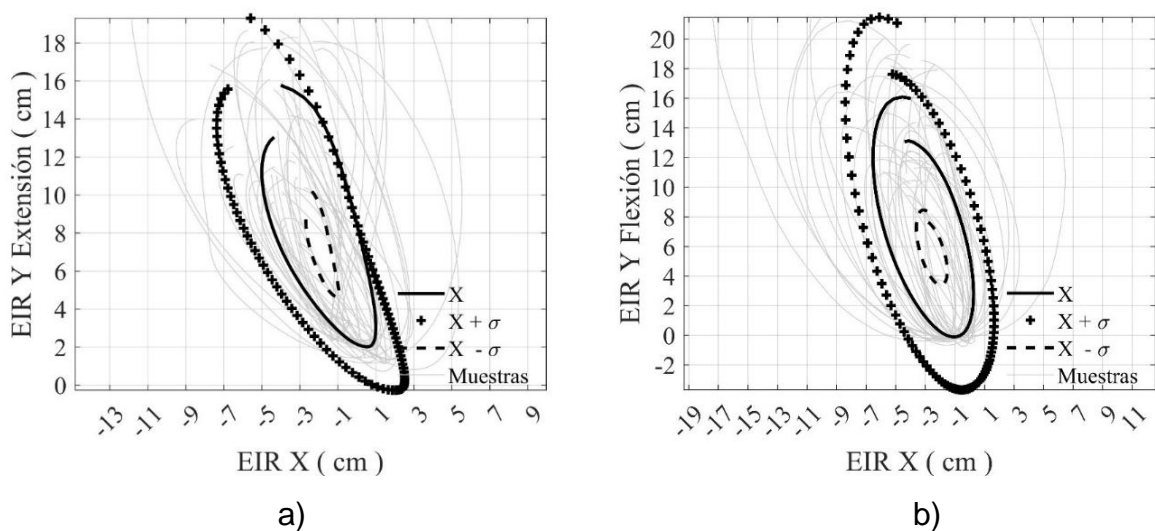


Figura. 3.4 EIR en el plano sagital (XY) a) Trayectoria EIR en extensión.
b) Trayectoria EIR en flexión.

Fuente Propia

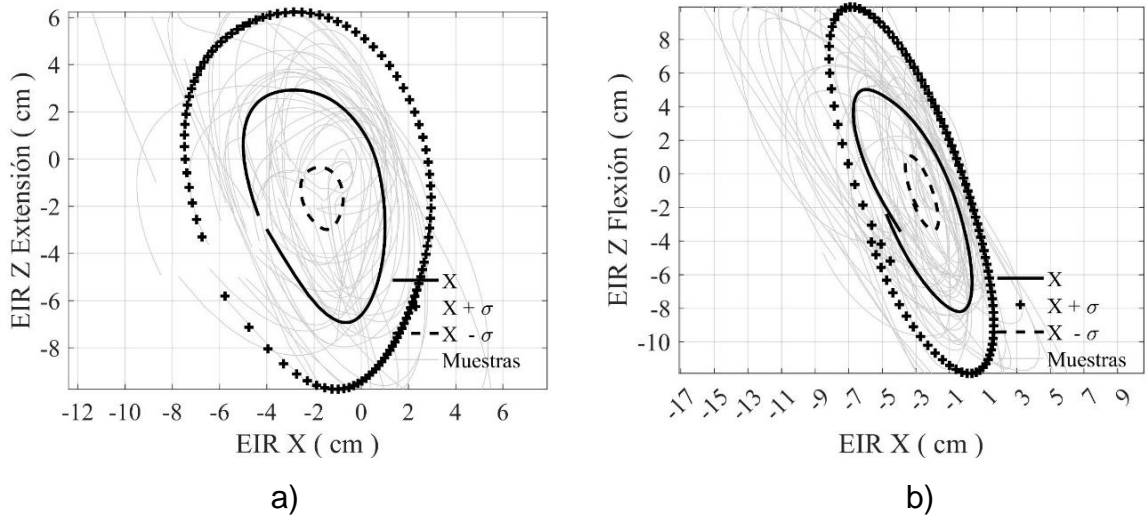


Figura. 3.5 EIR en el plano transversal (XZ) a) Trayectoria EIR en extensión.
 b) Trayectoria EIR en flexión.

Fuente Propia

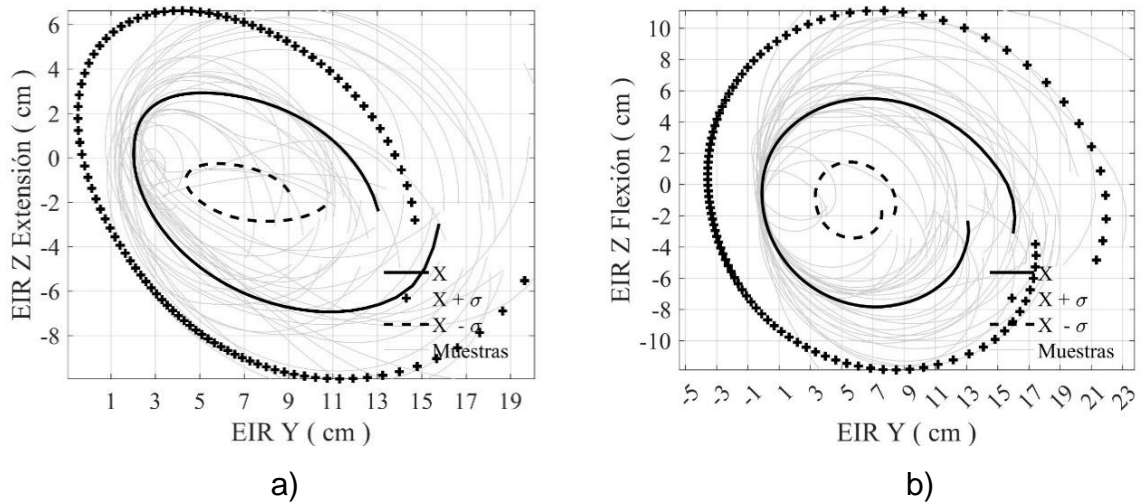


Figura. 3.6 EIR en el plano frontal (YZ) a) Trayectoria EIR en extensión.
 b) Trayectoria EIR en flexión.

Fuente Propia

Las Figuras 3.7, 3.8, y 3.9 muestran la superposición del EIR derivados de los movimientos de flexo extensión de la rodilla, proyectados sobre los diversos planos anatómicos. La línea negra continua representa el movimiento de extensión, mientras que, la línea continua gris simboliza el movimiento de flexión. En ambos movimientos se presentan varios puntos de interés, los mismos que, describen los máximos y mínimos para cada uno de los ejes anatómicos.

El EIR toma una trayectoria elíptica, inicia en la tripleta (-4.17; 14.79; -2.61) y termina en el punto espacial (-4.67; 13.54; -1.67). Los puntos están ordenados sobre los ejes anteroposterior, longitudinal, y transversal, respectivamente. Por otra parte, en el ciclo de flexión, la trayectoria inicia sobre el punto (-4.67; 13.58; -1.83), la curva avanza y termina sobre el lugar (-4.17; 14.79; -2.7).

Los puntos extremos sobre el eje longitudinal durante la fase inicial del movimiento son 14,81 [cm] y 2,56 [cm]. En el eje anteroposterior, por otro lado, -5.16 [cm] representa el valor mínimo, mientras que, 0.7 [cm] es el punto máximo. Finalmente, sobre el eje transversal, los valores -6.24 [cm] y 2.65 [cm], representan el mínimo y máximo, respectivamente. Por otro lado, en la fase de flexión existen pequeñas variaciones de los puntos extremos respecto al primer movimiento. Así pues, en el eje longitudinal, 0.53 [cm] y 14.807 [cm], figuran el punto máximo y mínimo. Respecto al eje anteroposterior, el valor mínimo es -6.58 [cm] y el punto máximo es 0.19 [cm]. Sobre el eje transversal, los puntos extremos, ocurren en -7.89 [cm] y 4.72 [cm].

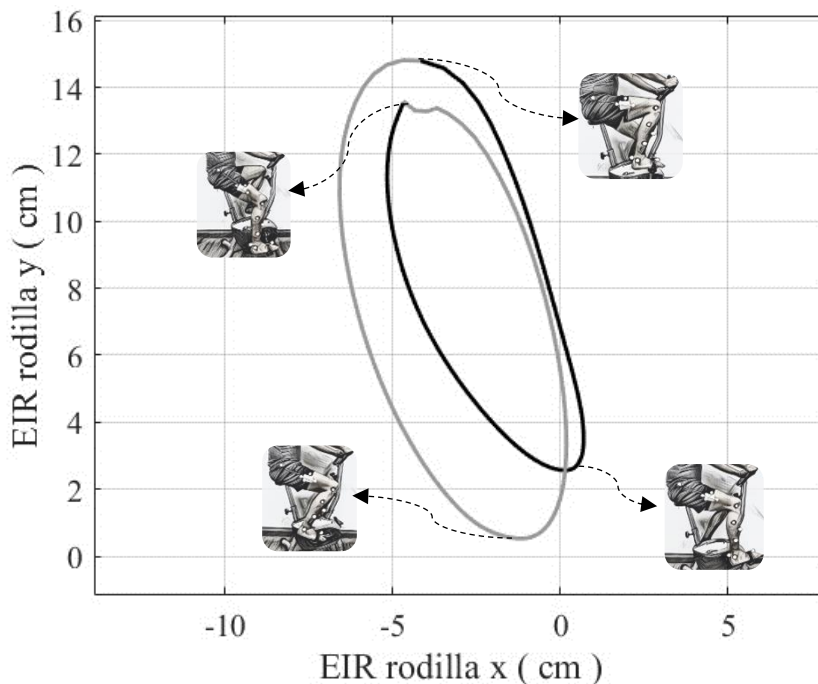


Figura. 3.7 EIR en acción de flexión y extensión sobre el plano sagital

Fuente Propia

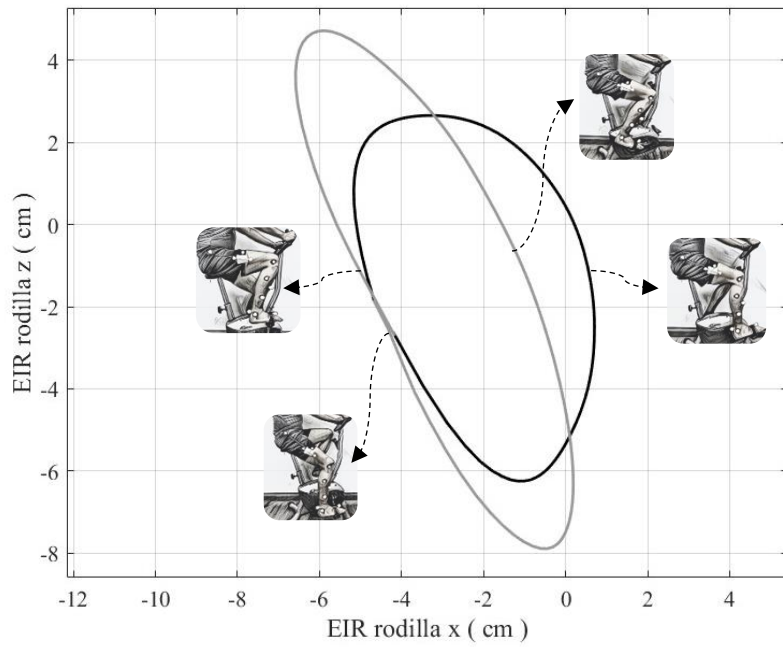


Figura. 3.8 EIR en acción de flexión y extensión sobre el plano transversal
Fuente Propia

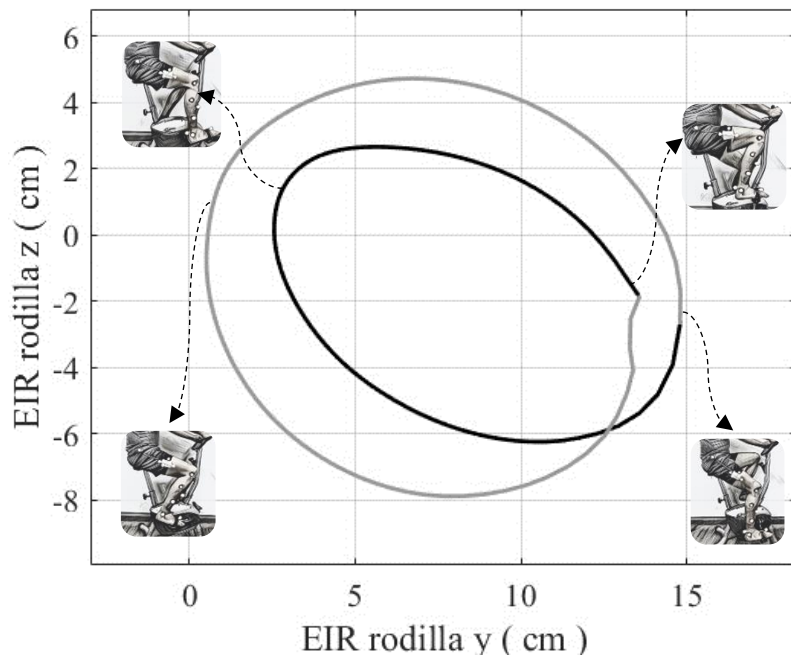


Figura. 3.9 EIR en acción de flexión y extensión sobre el plano frontal
Fuente Propia

3.2.2 VARIABLES NUMÉRICAS

Las variables cinemáticas numéricas se desprenden de las variables funcionales (fig. 3.10), las cuales fueron halladas en el apartado anterior. Se ha calculado la

media y la desviación estándar para cada una de las variables tanto en movimientos de flexión como en extensión. Así mismo, se han determinado la amplitud y la desviación estándar de cada variable para todo el movimiento. Respecto a la amplitud, esta es, la magnitud comprendida entre el valor del pico máximo y mínimo de la curva media. La Tabla 3.6 describe las variables numéricas obtenidas del conjunto de sujetos sanos.

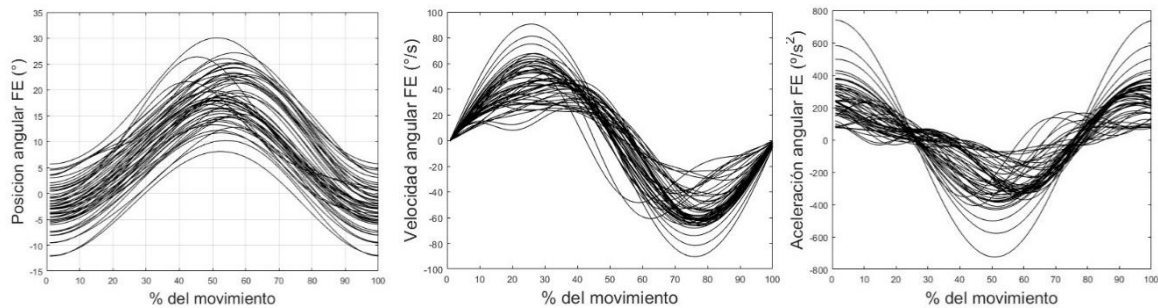


Figura. 3.10 Posición, velocidad y aceleración angular en el tiempo.

Fuente Propia

La media es relativamente mayor en el movimiento de extensión, este comportamiento tiene la misma tendencia en todas las variables cinemáticas. Por otro lado, en el movimiento de flexión, la desviación estándar es levemente más grande, de igual manera, para la posición, velocidad, y aceleración angular.

Tabla 3.6

Descripción de las variables numéricas

Variable	Fase	FE
		$\bar{X} (\sigma)$
Ángulo (°)	(+)	19.306 (1.434)
	(-)	18.987 (1.622)
RoM (°)		21.485 (1.515)
Vel. Ang. (°/s)	(+)	53.494 (18.278)
	(-)	52.743 (20.88)
D ₂ RoM(°/s)		101.718 (19.513)
Acel. Ang. (°/s ²)	(+)	499.97 (151.369)
	(-)	477.537 (185.383)
D ₂ RoM(°/s ²)		544.454 (168.592)

\bar{X} : Media; σ : Desviación estándar; (+): Movimiento de extensión; (-) : Movimiento de flexión

3.3 EFECTO DE LOS FACTORES INDIVIDUALES

Los factores individuales (sexo, esfuerzo de los músculos, e índice de masa) son analizados en esta sección. Así mismo, el miembro inferior no es analizado como un solo cuerpo, más bien, es dividido en dos segmentos, tibial y femoral. De esta forma, se obtiene una visión más precisa de la ausencia o presencia de los factores sobre el miembro inferior en la actividad de pedaleo.

Al inicio estaba estipulado utilizar la masa, talla y tamaño del fémur como factores individuales, pero, se optó por utilizar un único factor, el cual, englobe a todos los factores. En este sentido se procede a utilizar un índice de masa corporal modificado. Este índice relaciona la masa y la longitud de cada segmento de la pierna. La ecuación 55 describe este factor.

$$IMC_x = \frac{m_x}{(l_x)^2} \quad (55)$$

El índice de masa del segmento tibial como el femoral se deriva del valor de la masa de cada uno de estos segmentos. Lamentablemente el valor de la masa no puede ser cuantificado de forma directa, por ello, se usará un modelo de regresión numérica para aproximar este valor. Adicionalmente, existen diferencias anatómicas entre hombre y mujeres, por tal razón, se establece un modelo de regresión para cada sexo.

Con respecto a la población de hombres, las ecuaciones 56 y 57 derivadas del trabajo de McConville et al., permiten hallar la masa del segmento tibial y femoral, respectivamente.

$$m_{ht} = \delta * (26.72 * T + 11.84 * (P * 2.20462) - 2912) \quad (56)$$

$$m_{hf} = \delta * (58.34 * T + 17.83 * (P * 2.20462) - 6949) \quad (57)$$

Por otro lado, las ecuaciones 58 y 59 permiten encontrar la masa del segmento tibial y femoral en la población de mujeres. (Young et al., 1983)

$$m_{mt} = \delta * (10.4 * T + 17.54 * (P * 2.20462) - 1037) \quad (58)$$

$$m_{mf} = \delta * (25.21 * T + 43.23 * (P * 2.20462) - 3879) \quad (59)$$

Una vez halladas las masas de cada segmento y según su población, se procede a remplazar en la ecuación número 55, obteniendo como resultado el índice de masa para cada segmento (IMC_x).

Donde:

- IMC_x : Índice de masa del segmento femoral o tibial
- m_x : Masa del segmento femoral o tibial
- l_x : Longitud del segmento femoral o tibial
- δ : Densidad del miembro inferior
- m_{ht} : Masa del segmento tibial (población de hombres)
- m_{mt} : Masa del segmento tibial (población de mujeres)
- m_{hf} : Masa del segmento femoral (población de hombres)
- m_{mf} : Masa del segmento femoral (población de mujeres)

Por otra parte, a continuación, se describen un conjunto de gráficas, las mismas que, están compuestas por tres curvas. La línea negra continua representa el valor medio, mientras que, la curva formada por el símbolo (+) representa la curva media de las mujeres. La línea discontinua (-) es la curva correspondiente a la media menos una desviación típica, o también es, la media marginal de los hombres. El nivel de significación que se ha considerado es de 0.05, y se lo representa mediante un asterisco. Este se encuentra a lo largo del eje de las abscisas, y representa las áreas donde existe una diferencia significativa para el factor considerado.

3.3.1 SEGMENTO TIBIAL

Elemento del miembro inferior, el segmento tibial inicia en la rodilla y se extiende hasta llegar al tobillo. Como se mencionó, se ha estipulado el estudio de los efectos provenientes de los factores sexo, esfuerzo y masa del segmento.

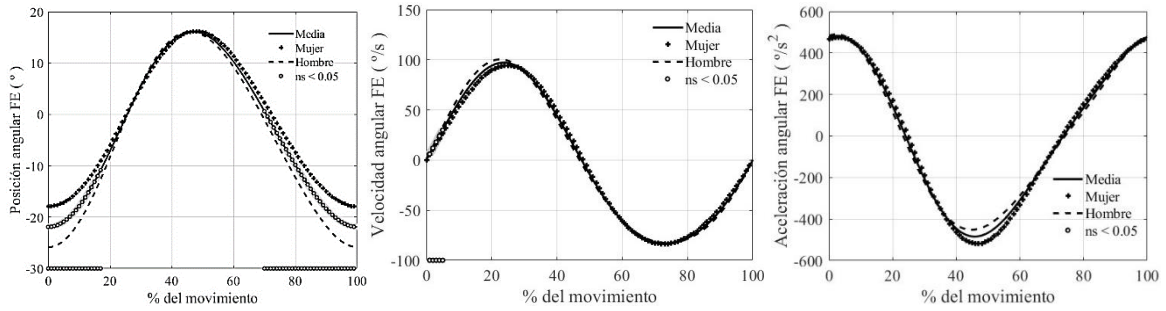


Figura. 3.10 El impacto del componente sexo sobre las variables cinemáticas ángulo, velocidad y aceleración angular del segmento tibial (izq. a der.). La media funcional es representada por la línea continua, mientras que, la línea discontinua representa a los hombres y la marcada con (+) a las mujeres.

Fuente: Propia

El impacto del componente sexo sobre en las variables cinemáticas del segmento tibial se muestran en la figura 3.10. En la mayor parte del movimiento se presentan diferencias significativas, puntualmente al inicio y final de este. Provocando que, las mujeres presenten mayor movilidad en el ángulo de flexo extensión. Respecto a las velocidades, se muestra diferencias significativas al inicio del movimiento de flexión. En esta zona, los hombres tienden a tener una mayor velocidad. En las aceleraciones no se observan diferencias significativas, pero, se menciona una particularidad. En el cambio de movimiento de flexión a extensión, las mujeres aceleran en mayor grado para poder transitar de un ciclo a otro.

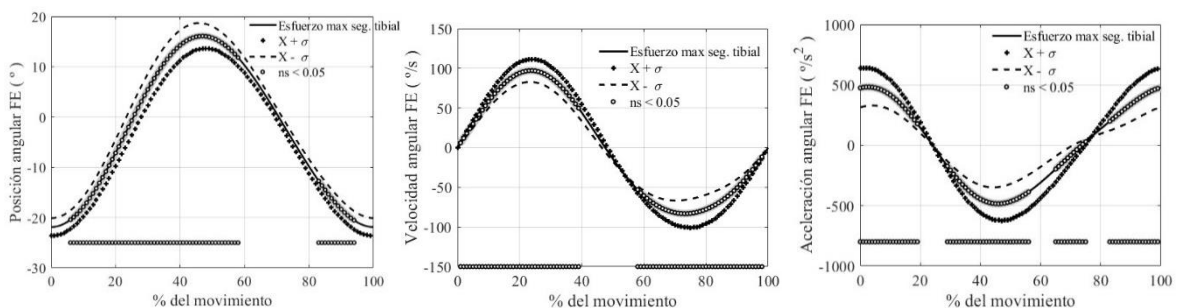


Figura. 3.11 El impacto del componente esfuerzo sobre las variables cinemáticas ángulo, velocidad y aceleración angular del segmento tibial (izq. a der.). La media funcional es representada por la línea continua, mientras que, la línea discontinua describe la media menos una desviación estandar y la marcada con (+) es la media mas una desviación estandar..

Fuente: Propia

La Figura 3.11 muestra el efecto del factor esfuerzo, el cual, presenta un fenómeno bastante peculiar. En la posición angular las diferencias son significativas en la mayor parte del movimiento. A medida que el esfuerzo aumenta en la zona tibial, la movilidad del segmento disminuye. En las velocidades, también existen diferencias relevantes. En ambas etapas del movimiento, la velocidad aumenta en magnitud, pero, cambia periódicamente de sentido. En el ciclo de extensión, la velocidad es positiva, mientras que, es negativa en flexión. Las aceleraciones tienen un comportamiento muy similar a las velocidades, ya que, la magnitud de esta variable aumenta con el incremento de esfuerzo, y cambia periódicamente. En la primera mitad de flexión y en la segunda mitad de extensión. El sentido de la aceleración es positivo, por otra parte, es negativa en el resto del movimiento.

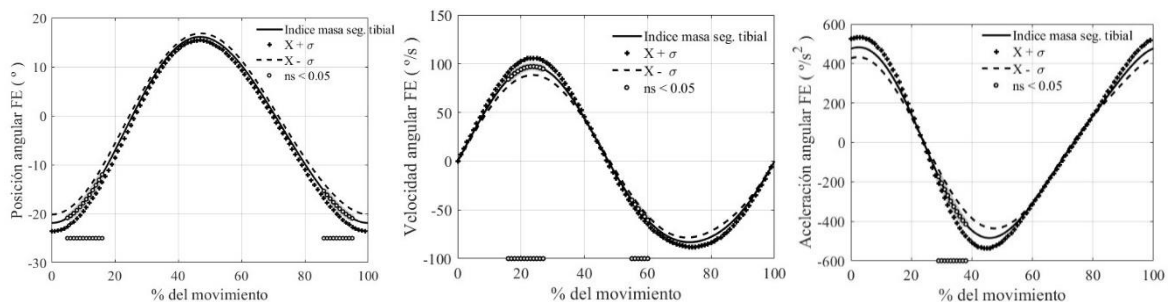


Figura. 3.12 El impacto del componente índice de masa sobre las variables cinemáticas ángulo, velocidad y aceleración angular del segmento tibial (izq. a der.). La media funcional es representada por la línea continua, mientras que, la línea discontinua describe la media menos una desviación estandar y la marcada con (+) es la media mas una desviación estandar..

Fuente: Propia

El impacto del índice de masa sobre el segmento tibial es mostrado por la figura 3.12. En la posición angular, existen diferencias significativas al inicio y final del ciclo de pedaleo. La mayor movilidad se produce cuando el índice de masa se reduce. Por otro lado, en el punto máximo de flexión, y en la etapa inicial de extensión, la velocidad es relevante. En estas zonas la velocidad incrementa su valor a medida que el índice de masa crece. En flexión, el sentido de la variable es positiva, mientras que, la velocidad tiene sentido contrario en extensión. La aceleración presenta diferencias significativas en la segunda mitad de la etapa de flexión. Tiene el mismo comportamiento que la velocidad. Esta aumenta a medida que el índice aumenta.

3.3.2 SEGMENTO FEMORAL

El segmento femoral se encuentra delimitado por la cadera y la rodilla, además, es el más grande del miembro inferior. De forma general los efectos de los factores sobre el segmento no son relativamente significantes como los mostrados en el apartado anterior.

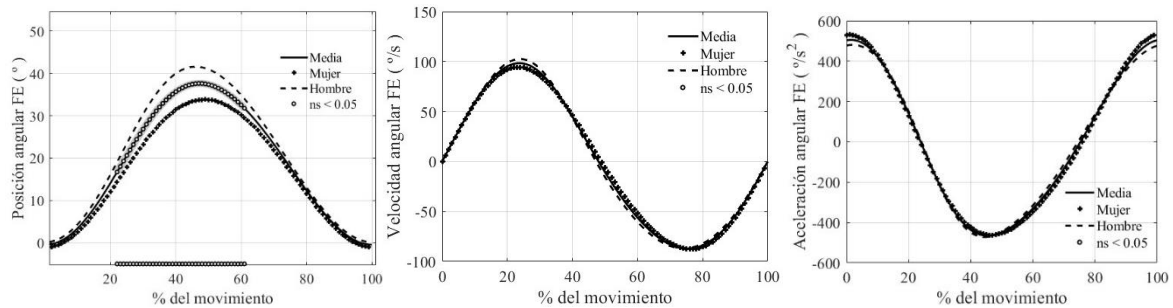


Figura. 3.13 El impacto del componente sexo sobre las variables cinemáticas ángulo, velocidad y aceleración angular del segmento femoral (izq. a der.). La media funcional es representada por la línea continua, mientras que, la línea discontinua representa a los hombres y la marcada con (+) a las mujeres.

Fuente: Propia

La figura 3.13 muestra los efectos del factor sexo sobre la cinemática del segmento femoral. En la descripción de la posición angular, los hombres presentan un mayor grado de movilidad respecto a las mujeres. Las diferencias significativas son evidentes entre la segunda etapa de flexión y la primera fase de extensión. Respecto a las velocidades y aceleraciones, los efectos del factor sexo son irrelevantes. Ambos sexos presentan el mismo comportamiento, en otras palabras, describen las mismas curvas de velocidades y aceleraciones.

Los efectos tanto del factor esfuerzo como el índice de masa sobre la cinemática del segmento femoral presentan un nivel de significación mayor 0.05. Por lo cual, no se muestra una diferencia significativa en cada uno de los factores considerados. A pesar de lo mencionado, es importante describir el comportamiento de estos factores, como se detalla a continuación.

El factor esfuerzo sobre el segmento femoral es descrito por la figura 3.14. Se muestra un leve aumento de la movilidad cuando aumenta gradualmente el esfuerzo. Esta tendencia solo se presenta cuando el movimiento cambia de sentido, es decir, pasar de la fase de flexión a extensión. Las velocidades, al igual que las posiciones, experimentan un incremento a medida que el valor del esfuerzo crece. Este fenómeno se presenta en los picos máximos de las velocidades. Respecto a las aceleraciones, estas son directamente proporcionales al esfuerzo. El ascenso o descenso de las aceleraciones es evidente en tres intervalos del movimiento, inicio, mitad, y finalización del movimiento.

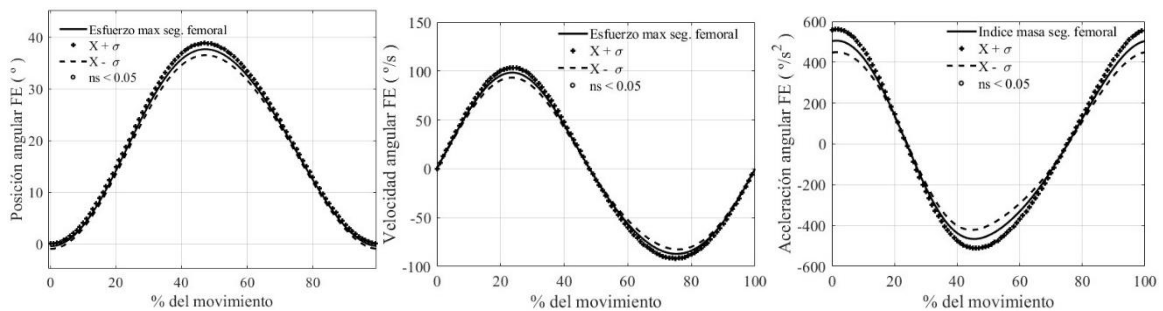


Figura. 3.14 El impacto del componente esfuerzo sobre las variables cinemáticas ángulo, velocidad y aceleración angular del segmento femoral (izq. a der.). La media funcional es representada por la línea continua, mientras que, la línea discontinua describe la media menos una desviación estandar y la marcada con (+) es la media mas una desviación estandar..

Fuente: Propia

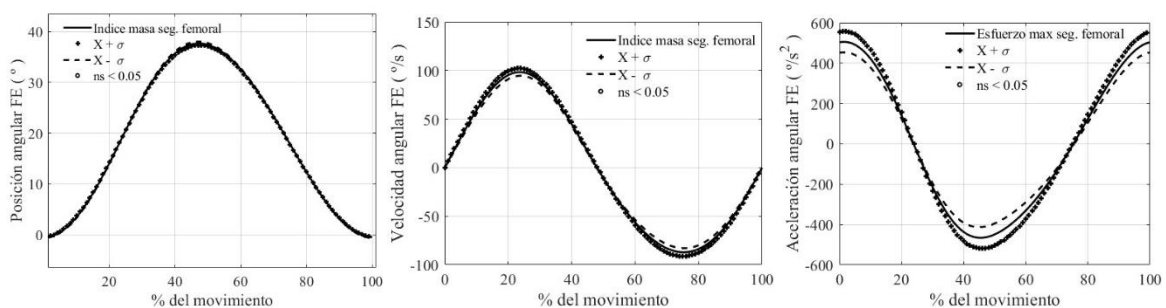


Figura. 3.15 El impacto del componente índice de masa sobre las variables cinemáticas ángulo, velocidad y aceleración angular del segmento femoral (izq. a der.). La media funcional es representada por la línea continua, mientras que, la línea discontinua describe la media menos una desviación estandar y la marcada con (+) es la media mas una desviación estandar..

Fuente: Propia

La figura 3.15 describe los efectos del índice de masa sobre la cinemática del segmento femoral. Las curvas que describen la posición angular están prácticamente superpuestas, por tal razón se establece que, el índice de masa no afecta la movilidad del segmento femoral. Por otro lado, existe una leve diferencia entre las curvas de las velocidades. El contraste es evidente en los picos máximo y mínimo. A pesar de tener un nivel significación mayor al umbral, se observa que, el incremento del índice de masa ocasiona que, la velocidad del segmento femoral aumente. Finalmente, ocurre algo bastante similar con las aceleraciones. En la región inicial, final, y mitad del movimiento, la aceleración incrementa de valor a medida de aumenta el índice de masa.

3.3.3 FIABILIDAD DE LAS VARIABLES

En el apartado protocolo de pruebas se estableció dos instrumentadores para el experimento, además de, la ejecución de tres pruebas por parte de los participantes. El primer instrumentista asiste la primera y segunda sesión, mientras que, la sesión final se lleva a cabo por el segundo instrumentador. Por lo mencionado, se establece la fiabilidad relativa como absoluta entre operadores y sesiones de las variables cinemáticas, mediante el uso de técnicas estadísticas. Las figuras 3.16, 3.17, y 3.18 contienen la fiabilidad relativa (CMC) y absoluta (SEM) de cada una de las variables cinemáticas. La línea gris describe el factor fiabilidad del operador, así mismo, la curva negra representa las sesiones.

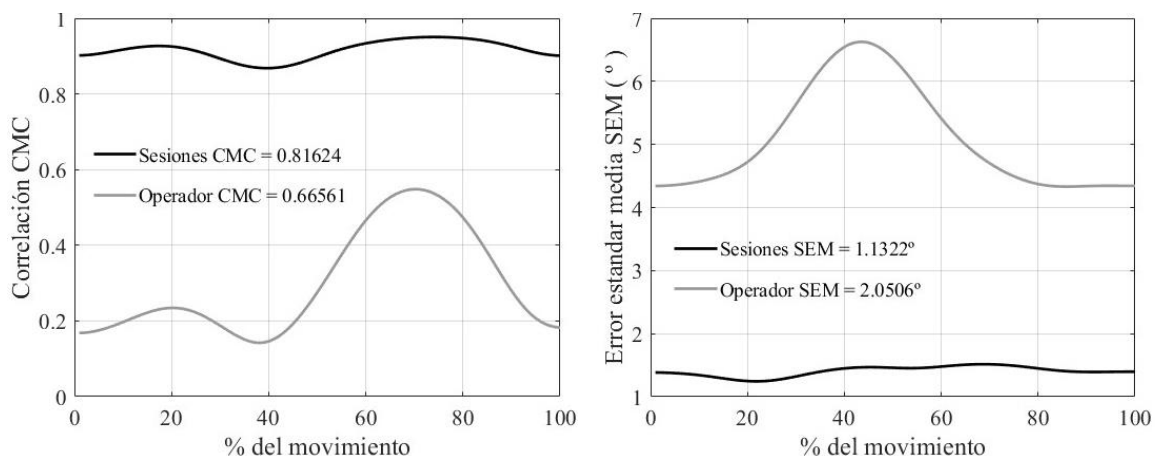


Figura. 3.16 Fiabilidad relativa y absoluta entre sesiones y operadores de la variable posición angular (izq. a der.)

Fuente: Propia

La figura 3.16 (izq.) describe la fiabilidad relativa entre sesiones y operadores de la variable posición angular. Las sesiones presentan oscilaciones muy leves a lo largo del movimiento, por lo cual, se considera una curva cuasi estática. La media acumulada de la curva presenta un valor de 0.86124, mientras que, los puntos máximo y mínimo son, 0.95043 y 0.86809. Por otro lado, la curva que describe a los operadores muestra oscilaciones bastante pronunciadas, de esta manera, se presentan regiones de incremento y descenso considerable del factor CMC. En la curva se exponen tres picos mínimos y dos máximos. Los valores fluctúan entre 0.14211 y 0.54824, en tanto que, su media acumulada es 0.66561.

La fiabilidad absoluta de la posición angular se describe mediante la fig. 3.16 (der.), de manera similar a lo que se analizó en la sesión anterior, las sesiones y los operadores exhiben comportamientos similares. La curva derivada de las sesiones es prácticamente paralela al eje de las abscisas, por lo tanto, el factor de la fiabilidad absoluta se considera como constante. Las fluctuaciones de los puntos mínimo y máximo es 1.24415 [°] y 1.51546 [°], además, la media presenta un valor de 1.1322 [°]. En cambio, la fiabilidad derivada de los operadores cambia significativamente a medida que avanza el movimiento. En la fase de flexión se evidencia un aumento del factor. Este inicia en el valor más pequeño, 4.34046 [°], y termina en 6.62575 [°], el más grande. Posterior se efectúa la etapa de extensión, provocando que la fiabilidad tenga una tendencia decreciente y llegando al valor de 4.34313 [°]. Finalmente, se presenta un valor medio del factor SEM igual a 2.0506 [°].

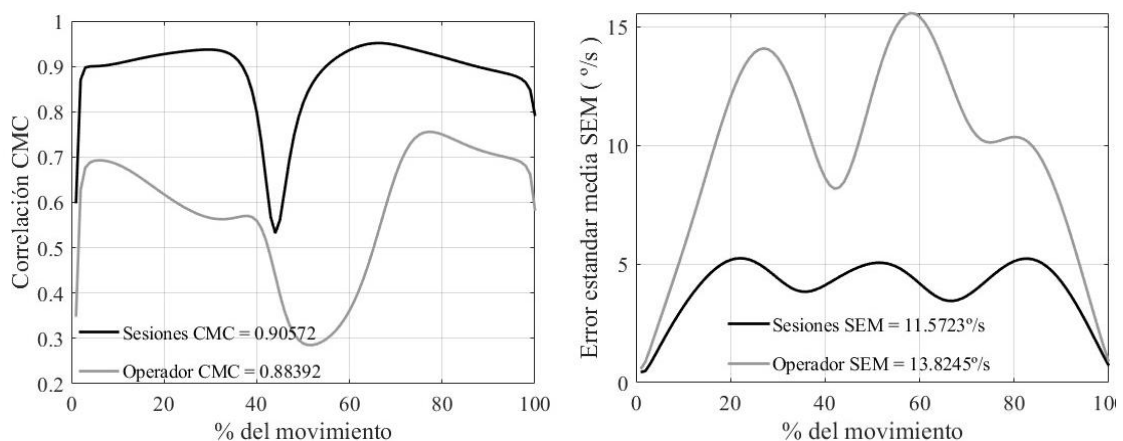


Figura. 3.17 Fiabilidad relativa y absoluta entre sesiones y operadores de la variable velocidad angular (izq. a der.)

Fuente: Propia

Las curvas que describen la fiabilidad relativa entre sesiones y operadores presentan tendencias muy similares, además, cada grafica tiene seis zonas, en las cuales, el factor CMC cambia a medida que incrementa el movimiento. Por otro lado, los intervalos pueden ser categorizados según su naturaleza, ocasionando que, solo existan tres grandes regiones fig. 3.17 (izq.). En la primera región, incremento, el factor varía sustancialmente en un periodo de movimiento muy corto, es decir, la curva tiene un comportamiento tangencial. En la siguiente región, el CMC es cuasi estático, y toma una tendencia según el factor de estudio. La fiabilidad entre sesiones crece en sus dos zonas, mientras que, el factor relacionado a los operadores se reduce en el primer intervalo y aumenta en la segundo. En la última gran región, descenso, el valor de la fiabilidad relativa se reduce drásticamente, la curva es prácticamente paralela al eje de las ordenadas.

En las curvas de fiabilidad relativa se presentan tres valores mínimos y cuatro máximos, pero, solo se consideran los puntos extremos. De este modo, se establece las mayores fluctuaciones de la fiabilidad. Los valores del CMC respecto a las sesiones oscilan entre 0.53209 y 0.95144, además, el valor de su media acumulada es 0.90572. Por otro lado, los valores de la fiabilidad entre operadores se reducen, estos fluctúan, entre 0.28526 y 0.75557, con una media de 0.88392.

La fiabilidad absoluta entre sesiones y operadores en función del porcentaje del movimiento es descrita por la fig. 3.17 (der.). Las curvas presentan un comportamiento similar, pero, a diferente escala. En la fase inicial del movimiento, el factor SEM experimenta un incremento en su valor, mientras que, en la etapa final del movimiento el valor decrece. Las curvas en estas dos regiones son suaves, además, no muestran cambios extremadamente pronunciados. Por otro lado, en la región restante (intermedia), la curva toma una forma similar a una función sinusoidal, generando, picos máximos y mínimos mientras el movimiento avanza. En cuanto a la fiabilidad entre sesiones, los valores extremos son 0.4412 [°/s] y 5.2434 [°/s], con una media de 11.5723 [°/s]. Mientras que, la fiabilidad de los operadores presenta una media de 13.8245 [°/s], y sus valores picos oscilan entre 0.56972 [°/s] y 15.5747 [°/s].

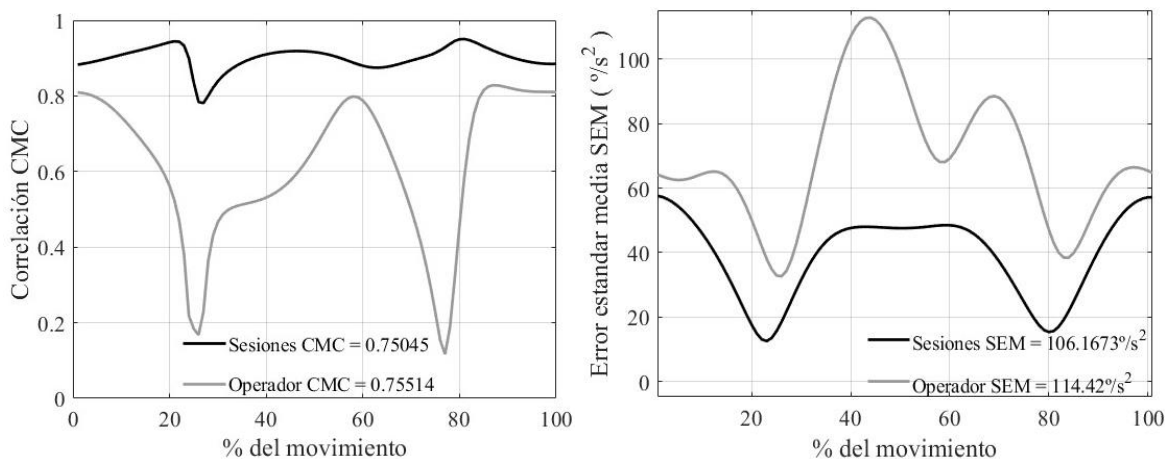


Figura. 3.18 Fiabilidad relativa y absoluta entre sesiones y operadores de la variable aceleración angular (izq. a der.)

Fuente: Propia

La fiabilidad relativa entre sesiones (línea negra) es representada mediante la figura 3.18 (izq.). En la primera mitad de la fase de flexión, el coeficiente CMC crece levemente hasta llegar a un valor pico, posterior, la tendencia se invierte y el valor decrece rápidamente. En la segunda mitad, la tendencia se mantiene hasta alcanzar mínimo valor de toda la trayectoria, 0.78102, posterior a este valor, el factor crece significativamente. Por otro lado, en la fase de extensión, el factor CMC presenta oscilaciones muy pequeñas, por lo cual, la fiabilidad es casi constante. Además, en este tramo, se alcanza el valor pico máximo, el mismo es 0.9504. Finalmente, la curva que describe el factor CMC presenta una media acumulada de 0.75045.

La figura 3.18 (izq.) representa la fiabilidad relativa entre operadores (línea de color gris). A lo largo del movimiento, la curva presenta oscilaciones relativamente grandes, por tal razón, se ha dividido en varios intervalos que permitan un análisis más profundo. La primera región corresponde al 50 [%] de la fase de flexión, la fiabilidad decrece progresivamente, y converge en el punto 0.16755. En la siguiente región, comprendida entre la segunda etapa de flexión y la primera fase de extensión, el coeficiente CMC presenta una dualidad. La fiabilidad incrementa gradualmente en flexión, mientras que, en extensión el comportamiento es opuesto. El factor CMC se reduce y alcanza el valor pico mínimo de 0.11697. La tercera y última región se desarrolla sobre la segunda mitad del movimiento de flexión, aquí,

la fiabilidad aumenta paulatinamente. En la parte inicial, la razón de cambio del factor CMC es elevado, provocando que, se llegue hasta el valor pico máximo, 0.8282. Posterior a este valor, la fiabilidad presenta una tendencia constante. Por último, la media a lo largo del movimiento es 0.75514.

La figura 3.18 (der.) describe la fiabilidad absoluta de la variable aceleración angular. Las curvas que representan el coeficiente SEM entre sesiones y operadores presentan tendencias bastante similares. En la primera mitad de la fase de flexión, la fiabilidad crece gradualmente, alcanzando el valor pico máximo de 12.5594 [$^{\circ}/s^2$] y 32.6372 [$^{\circ}/s^2$], respecto a las sesiones y operadores. Así mismo, al inicio del intervalo se muestra el mínimo valor del factor CMC, el cual es 57.6227 [$^{\circ}/s^2$], respecto a las sesiones. En la segunda mitad del ciclo de extensión, el factor CMC crece, pero, solo en un pequeño intervalo, posterior el sentido se invierte, y la fiabilidad decrece en la región restante. Por otro lado, en la segunda mitad de flexión y la primera mitad de extensión, las curvas se comportan como una función cosenoidal, los valores del factor SEM crecen y decrecen gradualmente. En este intervalo se aprecia el valor mínimo de la fiabilidad absoluta entre operadores, la cual es 112.925 [$^{\circ}/s^2$]. Finalmente, la media acumulada respecto a las sesiones y operadores es 106.1673 [$^{\circ}/s^2$] y 114.42 [$^{\circ}/s^2$], respectivamente.

Finalmente, la Tabla 3.7 describe la media acumulada de la fiabilidad tanto relativa como absoluta de las variables cinemáticas derivadas de los 18 participantes. En el coeficiente relativo CMC, los valores derivados de la variable posición angular tanto para sesiones como operados muestran índices de relación buena y moderada, respectivamente. Por otro lado, en la velocidad angular se registran índices muy buenos, para ambos factores. Mientras que, en la variable aceleración, las relaciones que se presentan son buenas, en sesiones como operadores.

Tabla 3.7*Fiabilidad relativa y absoluta de las variables cinemáticas*

Variables cinemáticas	Fiabilidad			
	Sesiones		Operadores	
	CMC	SEM	CMC	SEM
Posición Angular	0.81624	1.1322 (°)	0.66561	2.0506 (°)
Velocidad Angular	0.90572	11.5723 (°/s)	0.88392	13.8245 (°/s)
Aceleración Angular	0.75045	106.1673 (°/s ²)	0.75514	114.42 (°/s ²)

CMC: Coeficiente de fiabilidad relativa; **SEM:** Coeficiente de fiabilidad absoluta

4 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 CONCLUSIONES

- En el estado del arte, se precisó las herramientas utilizadas por parte del médico especialista, las mismas que, permiten realizar un diagnóstico al paciente. La más relevante para este trabajo, es la valoración de las actividades. En la actualidad, se utilizan escalas o cuestionarios, pero, estos muestran subjetividad. Esta limitación ha sido precursora para la aparición de nuevas herramientas. En este sentido, han surgido técnicas vanguardistas basadas en el análisis cinemático. Las ventajas notables de estas técnicas en comparación a las otras son; repetibilidad elevada, no invasivas, información en tiempo real y alta fiabilidad.
- Mediante el estado del arte se establece que existe poca o nula información relevante relacionado a las variables cinemáticas del miembro inferior, así como, el EIR. En este sentido, los hallazgos y conclusiones de este trabajo representan un avance relativamente significativo en el campo de la biomecánica.
- Los modelos cinemáticos descritos en el marco teórico presentan varias limitaciones. Por un lado, los modelos articulares o esqueléticos idealizan al miembro inferior como un conjunto de eslabones y pares inferiores. Las traslaciones laterales, la rotación tibial, y la abducción no se pueden representar dadas las restricciones en el movimiento de flexoextensión. En cuanto al método de Denavit Hartenberg, este presenta un número elevado de singularidades, haciendo que, en ciertas posiciones la cinemática del miembro inferior no pueda ser descrito.
- Los valores máximos de la posición angular fig. 3.1, respecto a la media, ocurren cuando el miembro inferior experimenta la transición de extensión a flexión. En el 51 [%] del movimiento, el valor es de 19.15 [°], mientras que, los valores con una desviación estándar sobre y bajo la media son de 22.46

[°] y 15.85 [°], respectivamente. Así mismo, al inicio y final del ciclo de pedaleo se presentan los valores mínimos.

- El valor máximo de la posición angular fig. 3.1, respecto a la media, ocurren cuando el miembro inferior experimenta la transición de extensión a flexión. En el 51 [%] del movimiento, el valor es de 19.15 [°]. Así mismo, los valores mínimos, se presentan al inicio y final del movimiento, -2.64 [°] y -2.45 [°], respectivamente. Por otro lado, los valores máximos con una desviación estándar sobre y bajo la media son de 22.46 [°] y 15.85 [°], respectivamente. Los valores mínimos al inicio son de 0.46 [°] y -5.39 [°], mientras que, al final se presentan valores de 0.51 [°] y -5.38 [°].
- En la velocidad angular fig. 3.2, dos tramos son cuasi estáticos al considerar un error del 10 [%] sobre la velocidad media. Es decir, la velocidad angular fluctúa por una banda cuyo ancho es del 4.57 [°/s]. El primer tramo está comprendido entre 4 y 13.6 [°] en extensión, mientras que, el segundo tramo abarca desde los 12.8 [°] hasta los 4.5 [°]. En el movimiento de extensión, el estado cuasi estático está presente un 37.14 [%], mientras que, en el periodo de flexión es del 32.11 [%], en conclusión, la velocidad angular cuasi estática está presente en un 34.62 [%] del movimiento total.
- El valor pico de velocidad en el movimiento de extensión es significativamente mayor al movimiento de flexión fig. 3.2. En flexión, el valor es 45.74 [°/s], por otro lado, la velocidad es -54.64 [°/s] en extensión. Por lo tanto, en escala de porcentajes la velocidad pico en extensión representa un 83.71 [%] de la velocidad pico en flexión. Las aceleraciones presentan un comportamiento similar a su antecesor, pero, en menor grado. En flexión, la aceleración presenta un valor de 261.63 [°/s²], mientras que, en extensión, la aceleración es -279.68 [°/s²]. En términos porcentuales, el valor de la aceleración pico en flexión es 93.54 [%] en comparación a la aceleración en extensión. Finalmente, vale recalcar que los valores presentados corresponden a la curva media de la velocidad y aceleración.

- En la segunda etapa del movimiento, el rango de amplitud del EIR incrementa, es decir, el segmento de la pierna se mueve en mayor grado. En el eje longitudinal (Y) la amplitud cambia de 12.23 [cm] a 14,28 [cm], variación total de 2.05 [cm]. Mientras que, sobre el eje anteroposterior (X) el valor se altera de 5.86 [cm] a 6.77 [cm], produciendo una variación neta de 0.91 [cm]. El eje transversal (Z) presenta la mayor variación 3.72 [cm], esta cambia de 8.89 [cm] a 12.61 [cm]. Finalmente, en rango de porcentaje, la amplitud del EIR se incrementa 16.76 [%], 15.52 [%], y 41.84 [%], respecto a la primera etapa de movimiento y sobre los ejes Y, X, y Z, respectivamente.
- A largo del movimiento, la pierna tiende a oscilar sobre el eje transversal, en otras palabras, la pierna se mueve de derecha a izquierda y viceversa. Aproximadamente en el primer cuarto del periodo de la fase de extensión, el EIR atraviesa su punto máximo sobre dicho eje, 2.65 [cm], produciendo que, la pierna experimente la mayor inclinación hacia afuera. Algo similar ocurre en la etapa de flexión, cuando el EIR atraviesa el punto mínimo -6.24 [cm] sobre el eje transversal, la pierna sufre la inclinación máxima hacia adentro.
- En el punto de partida, es decir, al inicio y final del movimiento, la pierna debería ocupar la misma posición, pero, el EIR indica que esta hipótesis no se cumple. Al comparar la posición final e inicial del EIR, se encuentra que, existe desfase sobre la coordenada en Z (eje transversal). El segmento de la pierna en la posición final presenta una ligera inclinación hacia adentro respecto a la posición inicial.
- El valor medio de las variables cinemáticas es levemente mayor en el movimiento de extensión. Esto indica que, existe una mayor cantidad de valores picos en una parte del movimiento. Por otro parte, en flexión, se presenta una mayor desviación estándar, lo cual indica, la presencia de mayor dispersión por parte de las variables cinemáticas. Finalmente, la amplitud para cada una de las variables cinemáticas RoM, DRoM, DRoM es 21.485 [°], 101.718 [°/s], y 544.454 [°/s²], respectivamente.

- Las mujeres tienen un mayor grado de movilidad respecto al ángulo de flexo extensión sobre el segmento tibial, tanto al inicio como al final del movimiento. En las velocidades, el efecto es significativo solo en la región inicial del movimiento, los hombres tienden a presentar mayores velocidades. Por otro lado, en las aceleraciones no se muestran diferencias significativas, pero, en la zona en que se invierte el movimiento, flexión a extensión, existe una peculiaridad. Las mujeres aceleran en mayor grado, para transitar de una fase a otra.
- El factor esfuerzo tiene un efecto dual sobre las variables cinemáticas del segmento tibial. La velocidad y aceleración se comportan de manera proporcional. Es decir, las variables cinemáticas incrementan su valor a medida que crece el esfuerzo, mientras que, el ángulo de flexo extensión se reduce. Por lo tanto, un aumento del factor esfuerzo, ocasiona que, incremente la velocidad y la aceleración, acostado de, restringir la movilidad del segmento tibial. A partir de esto, se puede postular la hipótesis que el aumento de esfuerzo podría ocasionar un movimiento antinatural, ocasionando que, los músculos del segmento tibial presenten algún tipo de molestias.
- A través de figuras 3.10 y 3.13, las mismas que, describen los efectos del factor sexo sobre los segmentos del miembro inferior. Las mujeres tienen mayor movilidad a lo largo del segmento tibial, mientras que, los hombres presentan un rango de movimiento más amplio en el segmento femoral. Por otro lado, las velocidades producidas en el segmento tibial son mayores en la población de hombres, pero, esta tendencia solo ocurre al inicio del movimiento de flexión. Respecto a las velocidades sobre el segmento femoral, estas no presentan ninguna diferencia significativa por efectos del factor sexo. Las aceleraciones presentan el mismo comportamiento tanto en el segmento tibial como femoral, no se evidencia diferencias, por lo tanto, el factor sexo no influye en esta variable.

- En líneas generales, la fiabilidad relativa entre operadores es menor. El hecho de que un instrumentista posea más experiencia que el otro explica en gran medida este comportamiento. El instrumentista tiene la habilidad de reconocer las áreas anatómicas de interés mediante el sentido del tacto, para posterior, colocar adecuadamente los marcadores reflexivos. En este sentido, el instrumentador número uno, ha realizado este procedimiento un número considerable de veces, en proyectos anteriores, provocando que, sea capaz de reconocer fácilmente las áreas de interés. Por otro, el instrumentador número dos, es un sujeto que no ha tenido una formación profunda en este ámbito, además de, no poseer experiencia previa.,
- La fiabilidad relativa entre sesiones y operadores de las variables cinemáticas son realmente significantes, en este sentido, los coeficientes CMC varían entre moderados, buenos, y muy buenos. El valor de la fiabilidad entre sesiones de la variable velocidad angular muestra el índice más alto 'muy bueno', mientras que, la posición angular entre operadores registra el valor más pequeño 'moderado'.

4.2 RECOMENDACIONES

- Los instrumentistas deben tener una formación relevante en el campo de la biomecánica, así mismo, poseer una vasta experiencia instrumentando a sujetos en el área de fotogrametría. De esta manera, los resultados derivados de las variables cinemáticas tendrán una fiabilidad elevada.
- Al ejecutar la prueba de pedaleo, es necesario que los participantes realicen el gesto de flexo extensión del miembro inferior de una manera natural, Es decir, que el movimiento no sea lento ni tampoco rápido, asimismo, no imprimir aceleración brusca. Por otro lado, es sumamente importante no distraer al participante, aislarlo de cualquier perturbación en general, de esta manera, es más probable que el participante realice correctamente la prueba.

4.3 LINEAS FUTURAS

- Caracterizar las variables cinemáticas del miembro inferior en la acción de flexo extensión de pacientes patológicos o que simulen serlo. En este sentido se obtendrá una base de datos o conjunto de entrenamiento de todos los tipos de pacientes. Con esta información y con el uso de un machine learning se podrá obtener un clasificador, y de esta manera, poder discretizar a un paciente mediante la actividad del ejercicio de pedaleo estático.

Bibliografía

- Abat, F., Capurro, B., de Rus Aznar, I., Martínez, A., Moraes, J., & Sosa, G. (Septiembre de 2021). Tendinopatía Rotuliana: Enfoque Diagnóstico y Escalas de Valoración Funcional. *Astroscopia y Cirugía Articular*, 28(73), 179-182.
- Alfonso, V. S. (1995). *Cirugía de la rodilla: Conceptos Actuales y Controversia*. Madrid: Médica Panamericana .
- AMAYPE. (26 de Marzo de 2020). *Qué es la Meniscopatía: Clínica y Tratamiento*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de <http://centroamaype.com/que-es-la-meniscopatia-clinica-y-tratamiento/>
- Balthazard, P., Currat, D., & Degache, F. (Noviembre de 2015). Fundamentos de Biomecánica. *EMC - Kinesiterapia - Medicina Física*, 36(4), 1-8.
- Barrientos , A., Peñín, L. F., Balaguer, C., & Aracil, R. (2007). *Fundamentos de Robótica*. Madrid: McGraw-Hill.
- Bautista, k., Orjuela, A., & Vargas, O. (2017). Intervención Fisioterapéutica en el Manejo de Pacientes con Artritis Reumatoide: una revisión sistemática. *Fisioterapia*, 39(4), 174-180.
- Bedewi, M., Elselfey, A., Alfaifi, T., Saleh, A., Swify, S., & Sandougah, K. (2021). Shearwave Elastography of the Sartorius Muscle. *Medicine (Baltimore)*, 100(11).
- Beger, B., Beger, O., Koc, T., Dinc, U., Hamzaoglu, V., Kayan, G., . . . Olganus, Z. (2018). Quantitative and Neurovascular Anatomy of the Growing Gracilis Muscle in the Human Fetuses. *Craniofacial Surgery*, 0(0), 1-5.
- BIOMECH. (2021). *Análisis de Movimiento*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de <https://www.biomech-solutions.com/analisis-de-movimiento/#inercial>

- Boreal Medical. (2020). *Equipos Medicos de Imagenología*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de <https://equipomedico.com.ec/equipomedicoyhospitalario/imagenologia/rayos-x-fijo/>
- Brown, L. E., & Weir, J. P. (2001). ASEP Procedures Recommendation I: Accurate Assessment Of Muscular Strength And Power. *JEPonline*, 4(3), 1-21.
- Cáceres , M. L. (2019). Aplicación de la Cinemática Articular a la Valoración Funcional del Hombro. *Tesis Doctoral*. Universitat Politècnica de València.
- Castrejón , L., Arellano, M., Morales , M., Ventura, L., Pineda , C., & Hernández , C. (2013). Elastografía como Método de la Biomecánica Muscular. *Revista Chilena de Reumatología*, 29(3), 125-134.
- CDI . (2019). *Gammagrafía Ósea*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de <https://www.cdimarbella.com/gammagrafia-osea-2/>
- Cebrecos, J., Gallego, B., González, D., Del Valle Zapico, C., Marqués, J., & Abejón, A. (2020). *Rodilla Flotante Traumática*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de www.svcot.org/ediciones/2015/1/art-4/
- Charlton, I., Tate, P., Smyth, P., & Roren, L. (2004). Repeatability of an Optimised Lower Body Model. *Gait & Posture*, 20(2), 213 - 221.
- CMED. (2019). *Pata de Ganzo, Tendinitis: ¿Qué es y Cómo se Trata?* Obtenido de [Imagen]: Recuperado de <https://tratamiento-dolor.es/tendinitis-de-la-pata-de-ganso-que-es-y-como-de-trata/>
- Collado, S. (2002). Análisis de la Marcha Humana con Plataformas Dinamométricas. Influencia del Transporte de Carga. *[Bachelor's thesis]*. Universidad Complutense de Madrid, Madrid.
- Coto, M., Marroquín, L., & Menéndez, A. (2014). Efecto de Traumeel Intraarticular en Osteoartritis de Rodilla con Dolor Residual. *[Tesis Pregrado]*. Universidad Dr. José Matías Delgado, Antiguo Cuscatlán, La Libertad.

Dofour, M. (2003). *Anatomía del Aparato Locomotor: Tomo I*. Madrid: MASSON.

DRES. OLIVETTO. (2021). *Tendinitis de Rodilla*. Obtenido de [Imagen]:
Recuperado de www.drolivetto.com/news/patologia-rodilla-2/tendinitis-de-rodilla-10

Drservan. (2023). *Resonancia Magnética - Tobillo*. Obtenido de [Imagen]:
Recuperado de <https://drservan.com/resonancia-magnetica-tobillo/>

Dufour, M., & Pillu, M. (2006). *Biomecánica Funcional: Miembros, Cabeza, Tronco*. Madrid: Elsevier.

EdmundoFordMD. (2019). *Osteocondritis Disecante*. Obtenido de [Imagen]:
Recuperado de www.doctoredford.com/wp/ostecondritis-disecante/

Escobar, A., Vrotsou, K., Bilbao, A., Quintana, J., Garces, L., & Herrera, C. (2011). Validación de una Escala Reducida de Capacidad Funcional del Cuestionario WOMAC. *Elsevier*, 25(6), 513-518.

Feipel, V., Rondelet, B., LePallec, J., DeWitte, O., & Rooze, M. (1999). The use of disharmonic motion curves in problems of the cervical spine. *Int. Orthop.*, 23, 205-209.

Fisiojreig. (2021). *Ecografía Musculo Esquelética*. Obtenido de [Imagen]:
Recuperado de <https://www.fisiojreig.com/ecografia-musculo-esqueletica/>

Fisiología UCR. (2019). *Electromiografía*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de https://www.youtube.com/watch?v=2muhsd9nzGA&ab_channel=Fisiolog%C3%ADaUCR

Fisioonline. (2022). *Fracturas de Rotula, Clasificación, Síntomas, Diagnóstico*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de www.fisioterapia-online.com/articulos/fracturas-de-rotula-clasificacion-sintomas-diagnostico-y-tratamiento-en-fisioterapia

- Flandry, F., & Hommel, G. (June de 2011). Normal Anatomy and Biomechanics of the Knee. *Sport Med Arthrosc*, 19(2), 82 - 92.
- Fox, A., Wanivenhaus, F., & Rodeo, S. A. (May de 2012). The Basic Science of the Patella: Structure, Composition, and Function. *J Knee Surg*, 25(2), 127 - 141.
- Gage, E., McIlvain, N., Collins, C., Fields, F., & Dawn, R. (2012). Epidemiology of 6.6 Million Knee Injuries Presenting to United States Emergency Departments from 1999 through 2008. *Academy Emergency Medicine*, 19(4), 378-385.
- Garcés, L. (2016). Análisis Biomecánico. (*Tesis Doctoral*). Universidad Politécnica de Valencia, Valencia.
- García , A., Biosca, F., & Válios , J. (1997). La Biomecánica: Una Herramienta Para La Evaluación De La Técnica Deportiva. *Educación Física y Deportes*, 47, 15-20.
- Gomez, A., Pedrero, J., & Salvador, P. (Diciembre de 2020). Outcomes3. *Innovacion Biomecanica en Europa*, 1(9), 52-55.
- Gómez, S. (2006). El Uso del Costo de oportunidad en las Tecnologías de la Salud. [*Tesis Doctoral*]. Instituto Universitario ISALUD, Tucumán.
- Green, S. T. (2005). Síndrome Femoropatelar: clínica y tratamiento. *EMC*, 43(3), 1-9.
- HP Sport Science. (2019). *Test Fuerza Isométrica Máxima*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de <http://www.hpsportsscience.com/protocolos-y-ejercicios/>
- Huesa, F., García, J., & Vargas, J. (2005). Técnicas Instrumentales de Diagnóstico y evaluación en Rehabilitación. *Rehabilitacion*, 39(6), 288-296.
- INNOVAMÉDICA. (2017). *Dinamómetros*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de <http://www.innovamedica.com.ec/productos-biodex-dinamometros.html>

- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gaine, J., Gorton, G., & Cochran, G. V. (1989). Repeatability of Kinematic, Kinetic, and Electromyographic Data in Normal Adult Gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 7(6), 849-860.
- Kapandji, A. I. (2010). *Fisiología Articular: Tomo II*. Paris: Medica Panamericana.
- Leardini, A., Belvedere, C., Nardini, F., Sancisi, N., Conconi, M., & Parenti, V. (2017). Kinematic Models of Lower Limb Joints for Musculo-Skeletal Modelling and Optimization in Gait Analysis. *Journal of Biomechanics*, 62, 77-86.
- Linklater, J., Carmichael, J., & Wood, D. (2010). Hamstring Injuries: Anatomy, Imaging, and Intervention. *SEMINARS IN MUSCULOSKELETAL RADIOLOGY*, 14(2), 131 - 160.
- López Pérez, N., Venegas, W., Serra Año, P., & Page, Á. (2019). Comparación de la Normalización Lineal de la Escala de Tiempos con el Registro Funcional Continuo en Movimientos Cíclicos del Cuello. In *11º Simposio CEA de Bioingeniería* (págs. 14 - 25). Editorial Universitat Politècnica de València.
- Lysholm, J., & Tegner, Y. (2007). Knee Injury Rating Scales. *Acta Orthop*, 78(4), 445-453.
- Martínez, A., Cuevas, J., Huerta, J., & Sanchez, R. (2007). BioFoot in-shoe system: Normal Values and Assessment of the Reliability and Repeatability. *The foot*, 17(4), 190-196.
- Martínez, R., Martínez, C., Calvo, R., & Figueroa, D. (2015). Osteoarthritis (Artrosis) de Rodilla. *Revista Chilena de Ortopedia y Traumatología*.
- McConville, J. T., Churchill, T. D., Kaleps, I., Clauser, C. E., & Cuzzi, J. (1980). *Anthropometric Relationships of Body and Segment Moments of Inertia*. Anthropology Research Project Inc Yellow Spring OH.

- Medical Expo . (2023). *Cámara de Rayos Gamma con 2 Detectores ECAM SCINTRON*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de <https://www.medicalexpo.es/prod/mie-america/product-100661-713085.html>
- Medina Ripoll, E. (2018). Estudio del estado de fatiga en corredores de fondo a partir de patrones biomecánicos. (*Tesis Doctoral*). Universidad Politécnica de Valencia, Valencia.
- MedlinePlus. (2020). *Lesion del ligamento cruzado anterior(LCA)*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de medlineplus.gov/spanish/ency/article/001074.htm
- Mendez, R., & Huertas, M. (2018). Uso de sensores inerciales en la medición y evaluación de movimiento humano para aplicaciones en la salud. (F. d. Ingeniería, Ed.) *Universidad Autónoma del Estado de México, Facultad de Ingeniería*.
- Minoves, M. (2002). Gamagrafía Ósea y Lesión Deportiva. *Archivos De Medicina Del Deporte*, 19(88), 137 - 142.
- Moreno-Regidor, A., Yusta-Martín, G., Borrego-Ratero, D., & Blanco-Blanco, J. (2007). Anestesia local para artroscopia de rodilla en pacientes ambulatorios. *Revista de Ortopedia y Traumatología*, 51(1), 39-41. Recuperado el 28 de 10 de 2022, de <https://sciedirect.com/science/article/pii/S0482598507745649>
- National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering. (2021). *Tomografía Computarizada (TC)*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/tomograf%C3%ADa-computarizada-tc>
- Ohberg, F., Grip, H., Wiklund, U., Sterner, Y., Karlsson, J., & Gerdle, B. (2003). Chronic whiplash associated disorders and neck movement measurements: an instantaneous helical axis approach. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 7, 274-282.

- OrthoInfo. (Agosto de 2010). *Osteoartritis de rodilla*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de orthoinfo.aaos.org/es/diseases--conditions/osteoarthritis-de-rodilla-knee-osteoarthritis/
- OrthoInfo. (2016). *El síndrome de dolor patelofemoral*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de orthoinfo.aaos.org/es/diseases--conditions/el-sindrome-de-dolor-patelofemoral-patellofemoral-pain-syndrome/
- OrthoInfo. (Marzo de 2022). *Desgarro de los meniscus*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de orthoinfo.aaos.org/es/diseases--conditions/desgarros-de-los-meniscus-meniscus-tears/
- Osteopatía. (2022). *Cómo tratar y diagnosticar de forma efectiva una rotura de isquiotibiales*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de <https://www.osteopatiagustavomartin.com/rotura-de-isquiotibiales/>
- Page, A. (s.f.). *Técnicas Avanzadas de Análisis Biomecánico*. Instituto de Biomecánica de Valencia, Valencia.
- Page, A., Candelas, P., Belmar, F., & De Rosario, H. (2007). Analysis of 3D rigid-body motion using photogrammetry: A simple model based on a mechanical analogy. *American Journal of Physics*, 75(1), 56 - 61.
- Page, Á., De Rosario, H., Mata, V., & Atienza, C. (2009). Experimental Analysis of Rigid Body Motion. A vector Method to Determine Finite and Infinitesimal Displacements From Point Coordinates. *Journal of Mechanical Design*, 131(3), 1-8.
- Page, Á., Rosario, H., Gálvez, J., & Mata, V. (2011). Representation of Planar Motion of Complex Joints by Means of Rolling Pairs. Application to Neck Motion. *Journal of Biomechanics*, 44, 747 - 750.
- Pope, T. (October de 1994). MRI of Knee Ligaments. *Seminars in Ultrasound, CT, and MRI*, 15(5), 366-382.

- Putz, R., Mühlhofer, H., & Ercan, Y. (2007). Bänder des Kniegelenks. *Orthopade*, 36(7), 612 - 619.
- Puyol, N., Boisrenoult, P., & Beaufils, P. (2014). Lesiones Traumáticas de los Meniscos de la Rodilla. *EMC - Aparato locomotor*, 47(2), 1-10.
- Ramsay, J. O., & Silverman, B. W. (2005). *Functional Data Analysis*. New York: Springer.
- Raudales, I. (2014). Imágenes Diagnósticas: Conceptos y Generalidades. *Revista Facultad Ciencias Medicas*, 35 - 43 .
- Ross, E., & Lohmander, L. (Noviembre de 2003). The Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score (KOOS): from Joint Injury to Osteoarthritis. *Health Qual Life Outcomes*, 1(64).
- Sanchez, I., Ruiz, A., González, R., Manso, S., Hernández, T., Lozano, P., & Conangla, L. (2018). Utilidad y Fiabilidad de la Ecografía Clínica Musculoesquelética en Medicina Familiar. *Atención Primaria*, 50(10), 629 - 643.
- Sanjuan, R., Jiménez, P., Gil , E., Sánchez, R., & Fenollosa, J. (2005). Biomechanics of the knee. *Patología del Aparato Locomotor*, 3(3), 189-200.
- Santos Traumatología. (2022). *Que es la artritis reumatoide*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de santotraumatologiamty.com/artritis-reumatoide-en-monterrey/
- Sems, A., & Vaquero, J. (2009). *Fracturas De Rodilla*. American Academy of Orthopaedic Surgeons , Madrid.
- SPORTS INJURY. (2019). *Popliteus: Assessment and Rehabilitation*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de <https://www.sportsinjurybulletin.com/diagnose--treat/popliteus-assessment-and-rehabilitation>

- Taboadela, C. H. (2007). *Goniometría: Una Herramienta para la Evaluación de las Incapacidades Laborales*. Buenos Aires: Asociart.
- Técnicas de Fisioterapia. (2021). *Evaluación y Estiramiento del Tensor de la Fascia Lata*. Obtenido de [Imagen]: Recuperado de <https://lorentzenfisioterapia.wordpress.com/2016/12/04/evaluacion-y-estiramiento-del-tensor-de-la-fascia-lata/>
- Trammell, A., Nahian, A., & Pilson, H. (2022). *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Tensor Fasciae Latae Muscle*. Obtenido de STATPEARLS: Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK499870/>
- Trujillo Torres, W. (2022). Estudio Cinemático de la Biomecánica de la Pierna con Aplicación de Fotogrametría. (*Bachelor's Thesis*). Escuela Politecnica Nacional, Quito.
- Valdivieso, T., Palencia, j., Ardura, F., & Sánchez, M. (2004). Tratamiento de la Osteocondritis Disecante de la rodilla con Aloinjerto Congelado. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 48(4), 285 - 290.
- Valera, F., Minaya, F., & Sanchez, J. (2010). Efectividad de la Electrólisis Percutánea Intratisular (EPI®) en las Tendinopatías Crónicas del Tendón Rotuliano. *Trauma Fund MAPFRE*, 21(4), 227-236.
- Vélez, R., Cabrera, B., & F, B. (2010). Apiterapia como Modalidad Terapéutica Complementaria a la Fisioterapia en Pacientes con Artritis Reumatoide. *Revista Facultad Ciencias de la Salud: Universidad del Cauca*, 12(1), 9-18.
- Venegas, W. (2016). Modelado biomecánico del cuello basado en la imagen cinemática de la función articular para su aplicación en tecnologías para la salud y el bienestar del ser humano. (*Tesis Doctoral*). Universidad Politécnica de Valencia, Valencia.

- Vergara, J., Diaz, M., Ortega, A., Blanco, J., Hernandez, J. M., Pereda, A., . . . Molina, L. (2004). Protocolo de Valoración de la Patología. *SEMERGEN*, 30(5), 226-244.
- Vicente, M., Delgado, S., Bandrés, F., Ramírez, M., & Capdevilla, L. (2018). Valoración del Dolor: Revisión Comparativa de Escalas y Cuestionarios. *Revista de la Sociedad Española del Dolor*, 25(4), 34-46.
- W. Spong, M., Hutchinson, S., & Vidyasagar, M. (2005). *Robot Modeling and Control* (Vol. 1). New York : John Wiley and Sons Inc .
- Weir, J. P. (2005). Quantifying Test-Retest Reliability Using the Interclass Correlation Coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231-240.
- Wu, G., Siegler, S., Allard, P., Kirtley, C., Leardini, A., Rosenbaum, D., . . . Stokes, I. (2002). ISB Recommendation on Definitions of Joint Coordinate System of Various Joints for the Reporting of Human Joint Motion—Part I: Ankle, Hip, and Spine. *Journal of Biomechanics*, 35(4), 543-548.
- Yagi, M., Tateuchi, H., Kuriu, M., & Ichihashi, N. (2021). The Function of the Popliteus Muscle: An in Vivo Ultrasound Shear Wave Elastography Study. *Human Movement Science*, 76, 1 - 8.
- Young, J. W., Chandler, R. F., Snow, C. C., Robinette, K. M., Zehner, G. F., & Loftberg, G. F. (1983). *Anthropometric and Mass Distribution Characteristics of the Adult Female* (No. FAA-AM-83-16). Civil Aerospace Medical Institute.
- Hewett TE, Ford KR, Hoogenboom BJ, Myer GD. Understanding and preventing acl injuries: current biomechanical and epidemiologic considerations - update 2010. *N Am J Sports Phys Ther*. 2010 Dic;5(4):234-51. PMID: 21655382; PMCID: PMC3096145.
- Diermeier T, Rothrauff BB, Engebretsen L, Lynch AD, Ayeni OR, Paterno MV, Xerogeanes JW, Fu FH, Karlsson J, Musahl V, Svantesson E, Hamrin Senorski E, Rauer T, Meredith SJ; Panther Symposium ACL Treatment

Consensus Group. Tratamiento después de la lesión del ligamento cruzado anterior: Panther Symposium ACL Treatment Consensus Group. *Rodilla Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2020 agosto; 28(8):2390-2402. doi: 10.1007/s00167-020-06012-6. Epub 2020 9 de mayo. Fe de erratas en: *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2022 Marzo;30(3):1126. PMID: 32388664; PMCID: PMC7524809.

ANEXOS

ANEXO I.

FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO, ÉTICO Y ESTUDIO



**ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
PROGRAMA DE MAESTRÍA EN
METRÓNICA Y ROBÓTICA**



DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Yo....., con CI:

Expreso que he leído y comprendido la hoja de información que se me ha entregado, que me han aclarado las interrogantes que se me ha presentado relacionado al proyecto y que he recibido la información necesaria sobre el mismo.

Comprendo que mi participación es totalmente voluntaria, y que puedo retirarme del estudio cuando quiera y sin tener que dar explicaciones, además sin que esto repercuta de alguna manera hacia mi persona.

Expreso libremente mi conformidad de participar en el proyecto de investigación titulado “aplicación de la cinemática articular a la valoración funcional de la rodilla”

Además, se me ha informado de la protección y confidencialidad de mis datos, y los resultados obtenidos de mi participación serán incluidos en el proyecto de titulación previo la obtención del título de magister en mecatrónica y robótica, perteneciente a la Escuela Politécnica Nacional.

Tomando ello en consideración, OTORGO mi CONSENTIMIENTO para cubrir los objetivos específicos en el proyecto.

Quito.....del 2023

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA EL ESTUDIO

Título del Proyecto: Aplicación de la cinemática articular a la valoración funcional de la rodilla

Investigador Principal: Santiago Fernando Suárez López

Yo,
(Nombre y apellidos en Mayúsculas)

Declaro que:

- He leído y comprendido la información proporcionada.
- El investigador me ha expuesto la información adecuada y suficiente, como se muestra a continuación.
 - Los objetivos del estudio.
 - Procedimientos del estudio.
 - Beneficios e inconvenientes del proceso.
 - Mi participación es voluntaria.
 - El procedimiento y la finalidad con que se utilizaran mis datos personales y las garantías de cumplimiento de la legalidad vigente.
 - En cualquier momento puedo revocar mi consentimiento (sin la necesidad de explicar el motivo y sin que esto repercuta a mi persona), y a la vez solicitar la eliminación de mis datos personales.

CONSENTIMIENTO EN LA PARTICIPACIÓN DEL PRESENTE ESTUDIO

SI NO

Constancia de consentimiento

Fecha:

Firma:

Nombre del investigador

Firma del investigador

APARTADO PARA LA REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO

Yo,
revoco el consentimiento de mi participación en el proceso, arriba firmado.
Firma y fecha de la revocación

ANEXO II.

**CUESTIONARIO DE SEGUIMIENTO DE PATOLOGIAS, ACTIVIDAD FISICA
Y FACTORES AMTROPOMETRICOS**



**ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
PROGRAMA DE MAESTRÍA EN METRÓNICA
Y ROBÓTICA**



CUESTIONARIO

Nombre:

Edad: Ocupación:

1. Ha tenido alguna cirugía en la articulación de la rodilla

SI

NO

En el caso que su respuesta sea afirmativa especifique

.....

2. Estuvo o está diagnosticado actualmente con alguna patología en la articulación de la rodilla.

SI

NO

En el caso que su respuesta sea afirmativa especifique

.....

3. Actualmente tiene algún problema (dolor, o dificultad en realizar algún gesto funcional) en la articulación de la rodilla.

SI

NO

En el caso que su respuesta sea afirmativa especifique

.....

4. Usted practica algún deporte

SI

NO

En el caso que su respuesta sea afirmativa especifique el deporte que practica

.....

5. Con que frecuencia realiza su actividad deportiva

.....

Descripción	Valor
Segmento 1	[cm]
Segmento 2	[cm]
Peso	[kg]
Talla	[cm]

ANEXO III.

FACTORES AMPROTOPOMÉTRICOS DE LOS PARTICIPANTES


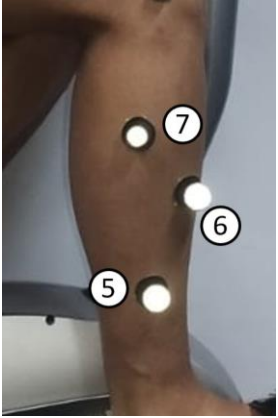


DATOS PARTICIPANTES						
Sujeto	Genero	Edad [años]	Talla [cm]	Peso [Kg]	LRT [cm]	LCR [cm]
S01	0	32	177	75	44,0	47,0
S02	1	20	157	48	38,0	50,5
S03	0	23	170,0	54	41,5	53,0
S04	1	24	150,5	46	35,0	47,0
S05	0	23	175	70	43,0	50,0
S06	0	31	169	64	41,0	49,0
S07	0	21	175	65,5	42,5	53,0
S08	0	24	170	54	41,5	53,0
S09	0	30	169	65	40,0	46,0
S10	0	31	162	77,5	40,0	45,0
S11	1	23	163	66,5	40,0	49,0
S12	0	32	170	87	41,0	46,0
S13	0	28	179	81	42,0	48,0
S14	1	30	165	71	41,0	46,0
S15	1	38	154	60	38,5	44,0
S16	1	34	158	59	38,0	45,0
S17	1	42	163	53	40,0	45,0
S18	1	48	159	60	39,0	50,0

***Nota

- El género tiene la siguiente nomenclatura, Hombre = 0; Mujer = 1
- LCR representa la longitud entre cadera y rodilla (segmento femoral)
- LRT representa la longitud entre rodilla y tobillo (segmento tibial)

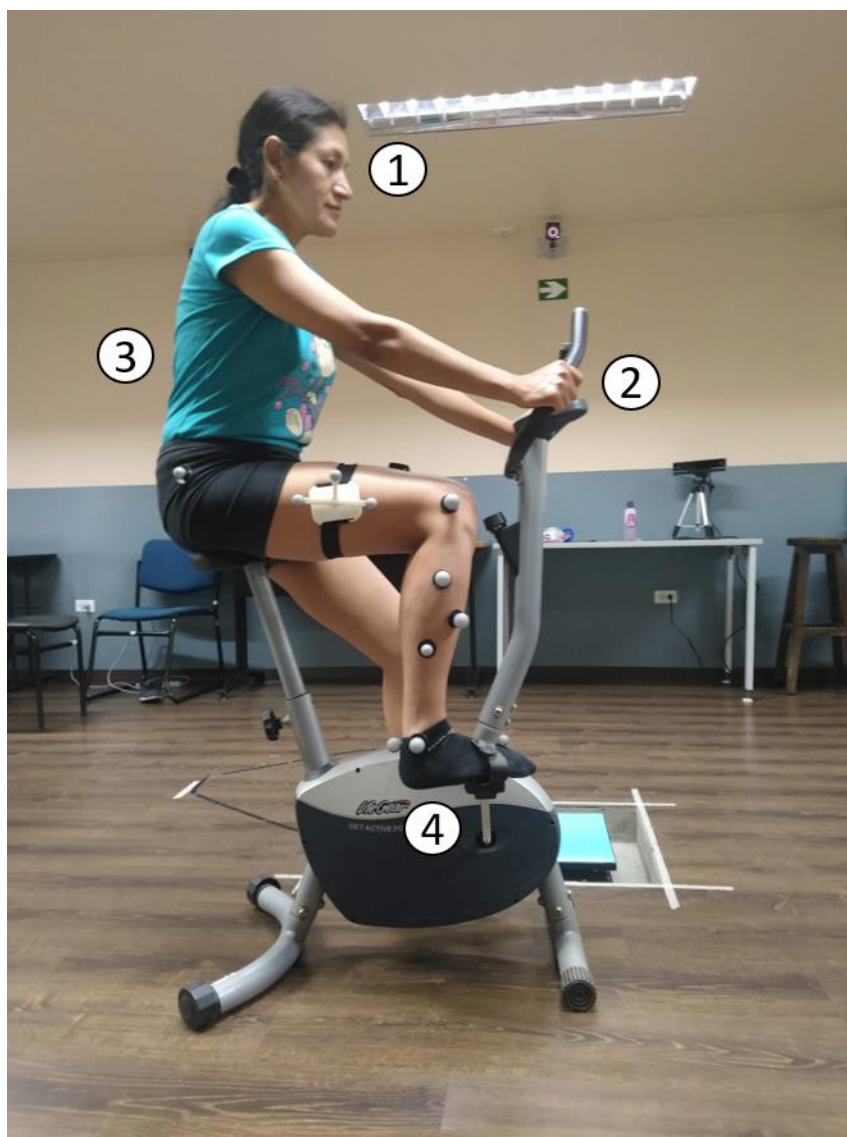
ANEXO IV.

PROTOCOLO DE INSTRUMENTACIÓN

PROTOCOLO INSTRUMENTACIÓN			
ÁREA	LOCALIZACIÓN MARCADOR	IMAGEN	
Pie	1	Cabeza del metatarsiano 1	
	2	Maléolo lateral	
	3	Maléolo medial	
	4	Talón	
Pierna	5	Pierna exterior inferior	
	6	Pierna exterior media	
	7	Pierna exterior superior	
Rodilla	8	Epicóndilo medial	
	9	Epicóndilo lateral	
Muslo y cadera	10	Muslo inferior	
	11	Muslo medio	
	12	Muslo superior	
	13	Cadera externa	

ANEXO V.
PROTOCOLO POSICIÓN PARA EL EJERCICIO

POSICIÓN PARA EL EJERCICIO



DESCRIPCIÓN

1	Vista hacia al frente
2	Manos sobre el manubrio, sobre el área metalizada
3	Espalda recta
4	Pies sobre los pedales, la biela forma un ángulo recto con el pie derecho

ANEXO VI.
PROTOCOLO FASE DE EXPERIMENTACIÓN



**ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA
PROGRAMA DE MAESTRÍA EN
METRÓNICA Y ROBÓTICA**



PROTOCOLO PARA LA FASE DE EXPERIMENTACIÓN

1. El instrumentador 1, coloca los marcadores sobre el miembro inferior derecho.
2. El participante se ubica sobre la bicicleta estática.
3. El participante adopta la posición de referencia.
4. Se ejecuta la prueba estática, el participante mantiene la posición de referencia por 5 segundos.
5. Se lleva a cabo la prueba dinámica número 1, el sujeto realiza la acción de pedaleo por el periodo de un minuto.
6. El participante es llevado al área de descanso y se mantiene por un periodo de 30 minutos.
7. El sujeto regresa a la bicicleta estática y se ubica en posición de referencia.
8. Se inicia la prueba dinámica número 2, el paciente realiza la actividad de pedaleo por el periodo de un minuto.
9. El participante es llevado al área de descanso, a continuación, el instrumentador número 1 procede a retirar los marcadores reflectivos.
10. El participante descansa por un lapso de 45 minutos
11. El instrumentador número 2 procede a colocar los marcadores reflectivos al participante.
12. El sujeto regresa a la bicicleta estática y se ubica en posición de referencia.
13. Se inicia la prueba dinámica número 3, el paciente realiza la actividad de pedaleo por el periodo de un minuto.
14. El participante es llevado al área de descanso, a continuación, el instrumentador número 2 procede a retirar los marcadores reflectivos

ANEXO VII.
REPOSITORIO DE IMÁGENES











ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL
Campus Politécnico "J. Rubén Orellana R"

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

PROGRAMA DE MAESTRÍA EN MECATRÓNICA Y ROBÓTICA

ORDEN DE EMPASTADO

De acuerdo con lo estipulado en el artículo 83 de Reglamento del Sistema de Estudios de las Carreras de Formación Profesional y de Posgrados, aprobado por el Consejo Politécnico en sesión del 16 de agosto del 2011 y una vez verificado el cumplimiento del formato de presentación establecido, se autoriza la impresión y encuadernación final de la Tesis de grado presentada por el señor Ingeniero:

SANTIAGO FERNANDO SUAREZ LOPEZ

Quito, D.M., 08 de noviembre de 2023

Una firma manuscrita en tinta azul que parece decir "E. Cando".

EDGAR CANDO, Ph.D.

JEFE DE DEPARTAMENTO DE INGENIERIA MECÁNICA