

CARACTERIZACIÓN DE LA DINÁMICA DEL TREN INFERIOR HUMANO USANDO UNIDADES DE MEDICIÓN INERCIAL

Mateo Rico García

Maestría
en Automatización y Control Industrial

Co-investigadores: L. J. Morantes Guzmán
J. S. Botero Valencia



Institución Universitaria

Instituto Tecnológico Metropolitano
Facultad de Ingeniería
Medellín, 2018

DEDICATORIA

*Para mi familia ...
Por mi familia ...*

*Mateo Rico García
Medellín, Enero 2018*

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer al **Laboratorio de Sistemas de Control y Robótica** por apoyar el desarrollo de esta tesis, poniendo a mi disposición todos los equipos necesario, por disponerme un espacio de trabajo y siempre procurar que tuviera financiamiento personal. A **Juan Sebastian Botero Valencia** por el acompañamiento constante y por la motivación personal de desarrollar esta maestría. A **Luis Javier Morantes Guzmán** por contribuir en gran medida a la iniciación en mi carrera de investigación científica y por su ayuda a construir los fundamentos de esta tesis. A **Sapiencia Medellín** por su programa *Posgrados Nacionales - Extendiendo fronteras* del cual he sido beneficiario y gracias al cual se ha financiado parte de los estudios de maestría. A **Colciencias** por su programa *Jóvenes Investigadores e Innovadores 2016* con ID 737 de 2015 del cual fui beneficiario. Al proyecto *Desarrollo de un sistema de medición inercial para obtener y registrar variables biomecánicas en deportistas* con ID 1150-626-38784 del grupo Automática, Electrónica y Ciencias Computacionales COL0053581 desarrollado por el Instituto Tecnológico Metropolitano y cofinanciado por la Liga de Natación de Antioquia y la Fundación Universitaria Luis Amigó.

RESUMEN

El salto vertical es un ejercicio clave para estimar la potencia del tren inferior humano, el desempeño en este ejercicio está relacionado con la capacidad de realizar carreras de corta, media y larga duración, por lo que es importante para deportes como el fútbol, baloncesto, béisbol entre otros. De manera frecuente los métodos de medición usados para determinar el desempeño en el salto no se pueden usar en entornos deportivos por no ser portables o requerir entornos controlados. Las Unidades de Medición Inercial son una alternativa para estos problemas, su pequeño tamaño permite que se puedan localizar en el cuerpo sin generar interferencias en el movimiento y tienen volumen de captura teóricamente ilimitado. En este trabajo se propone un método para medir variables biomecánicas durante el salto vertical usando Unidades de Medición Inercial de bajo costo. Se estudia la fisiología del tren inferior humano para determinar las medidas biomecánicas que determinan el desempeño en salto vertical. Con esto se simulan modelos dinámicos propuestos para determinar la activación muscular durante el movimiento de estudio. Se desarrolla un sistema de captura de movimiento basado en IMU y se propone un método basado en cuaternios e integraciones numéricas sin sesgo para determinar medidas corporales durante el salto. Este sistema se compara con un sistema de captura óptico para determinar la validez de las medidas. Entre los dos sistemas se encuentra una correlación del 95% aproximadamente. El sistema propuesto, compuesto por los dispositivos de medición y el procesamiento matemático es útil para medir el desempeño en salto vertical puesto que es una alternativa de bajo costo, portable y de bajo uso de recursos computacionales, con un desempeño similar al obtenido con sistema de captura óptico.

Palabras claves: Salto vertical, acelerómetros, giroscopio, magnetómetro, cuaternios, biomecánica, Unidad de Medición Inercial.

ÍNDICE GENERAL

Agradecimientos	V
Resumen	VII
Índice general	X
Índice de figuras	XI
Índice de Tablas	XIII
Introducción	XV
Objetivos.	XVI
General	XVI
Específicos	XVI
Estructura	XVI
Contribución.	XVII
Referencias.	XVIII
1 Conceptos preliminares	1
1.1 Salto vertical	2
1.2 Métodos de medición.	3
1.2.1 Plataformas de fuerza	3
1.2.2 Sistemas de captura ópticos	3
1.2.3 Unidades de Medición Inercial (IMU)	3
1.3 Modelos de simulación	4
1.3.1 Cadena cinemática.	5
1.3.2 Modelo muscular	5
Referencias.	6
2 Modelo dinámico	9
2.1 Características físicas	10
2.1.1 Huesos y articulaciones del tren inferior	10
2.1.2 Musculatura del tren inferior.	11
2.2 Modelos de simulación	11
2.2.1 Bidimensional	11
2.2.2 Tridimensional.	13
2.3 Simulación	14
Referencias.	16
3 Adquisición de datos	17
3.1 Sistema de Captura Óptico	18
3.1.1 Hardware	18
3.1.2 Calibración	19
3.1.3 Posición de marcadores	19
3.2 Unidades de Medición Inercial	19
3.2.1 Hardware	20
3.2.2 Comunicación	20
3.2.3 Posicionamiento de las IMU	21

3.3	Resultados	22
3.3.1	Optitrack.	22
3.3.2	Sistema inercial	22
	Referencias.	26
4	Procesamiento de datos	27
4.1	Procesamiento	28
4.1.1	Ángulos de las articulaciones	28
4.1.2	Posición del COM	29
4.2	Resultados	30
4.2.1	Ángulos de articulaciones	31
4.2.2	Posición y velocidad del COM	32
4.2.3	Comparación de sistemas	35
	Referencias.	36
5	Resultados y discusión	37
5.1	Experimento	38
5.2	Análisis por fases	38
5.2.1	Impulso	38
5.2.2	Vuelo.	38
5.2.3	Aterrizaje	39
5.3	Comparación entre participantes	41
5.4	Discusión	45
6	Conclusiones y trabajo futuro	47
	Referencias	49
	Capítulo 0	49
	Capítulo 1	50
	Capítulo 2	52
	Capítulo 3	53
	Capítulo 4	53

ÍNDICE DE FIGURAS

1.1	Vista de costado del salto vertical de cuclillas. COM marcado con un punto azul a la altura de la cintura.	2
1.2	Esquema para determinar orientación y posición de una IMU, usando solo los sensores inerciales, es decir, sin magnetómetros. Para obtener la orientación se realiza una integración con respecto al tiempo a los datos del giroscopio. Luego se elimina la aceleración de la gravedad a los datos del acelerómetro usando la orientación de la IMU, y, por último, se aplican dos integraciones con respecto al tiempo al resultado para obtener la velocidad y la posición.	4
1.3	Configuración mecánica del modelo muscular Hill. Donde R1 y R2 son resortes y C1 es un amortiguador	5
2.1	Ilustración del sistema óseo humano	11
2.2	Representación bidimensional del tren inferior humano. <i>Tomado de [6]</i>	13
2.3	Representación mecánica del sistema muscular implementado en [4]	14
2.4	Modelo del tren inferior implementado en OpenSIM. Compuesto por 23 segmentos y 54 músculos.	15
2.5	Modelo del tren inferior implementado en OpenSIM. Compuesto por 23 segmentos y 92 músculos.	15
2.6	Posición inicial para salto vertical	15
3.1	Equipo utilizado del sistema de captura óptico. <i>Tomado de [6]</i>	18
3.2	Ejemplo de volumen de captura de sistema óptico. <i>Tomado de [6]</i>	18
3.3	Herramientas de calibración de sistema de captura óptico. <i>Tomado de [6]</i>	19
3.4	Dispositivo de adquisición de datos de IMUs. De izquierda a derecha: Dispositivo completo, dispositivo sin caja, módulo bluetooth, Microcontrolador, MPU-9250 y circuito de carga.	20
3.5	Configuración para medir un salto vertical usando IMUs. En círculos cían se localizan las IMUs. En cuadros amarillos se ubican los marcadores ópticos reflexivos.	21
3.6	Resultado de sistema de captura óptico, esqueletización a partir de los marcadores en posiciones anatómicas	22
3.7	Señales de los acelerómetros	23
3.8	Señales de los giroscopios	24
3.9	Señales de los magnetómetros	25
4.1	Ilustración de la Ecuación 4.8.	29
4.2	Ilustración de la rotación de la IMU L5 durante el salto	30
4.3	Ángulo de las rodillas durante un salto vertical. Las gráficas muestran la comparación entre Optitrack y las IMUs	31
4.4	Ángulo de los tobillos durante un salto vertical. Las gráficas muestran la comparación entre Optitrack y las IMUs	31
4.5	Ángulo de la articulación de la cadera durante un salto vertical. Las gráficas muestran la comparación entre Optitrack y las IMUs	32
4.6	Aceleración del centro de masa durante un salto vertical	32
4.7	Aceleración del centro de masa durante un salto vertical después de eliminar la aceleración debida a la gravedad	32
4.8	Magnitud de la aceleración absoluta del centro de masa y señal estacionaria que indica instantes de movimiento.	33
4.9	Velocidad absoluta del centro de masa obtenida de la integración numérica de la aceleración	33
4.10	Velocidad absoluta del centro de masa obtenida de la integración numérica de la aceleración después de la corrección de sesgo	33

4.11 Posición del centro de masa resultante de ambos sistemas.	34
5.1 Ángulos de articulaciones durante salto, dividido por fases.	40
5.2 (a) Velocidad del COM durante las fases del salto. (b) Velocidad del COM durante las fases del salto.	41

ÍNDICE DE TABLAS

2.1 Descripción de los segmentos del tren inferior en función del sistema óseo	10
2.2 Descripción de la musculatura del tren inferior	12
2.3 Valores medios de parámetros de segmentos y ángulos iniciales. I_{CM} es el momento de inercia relativo al centro de la masa del segmento. CMPOS Es la posición del centro de masa expresado como fracción de la longitud del segmento, medido desde el extremo craneal. Los ángulos iniciales son relativos al eje horizontal	12
2.4 Parámetros de simulación del sistema óseo. Donde COM corresponde a la ubicación del centro de masa con respecto al centro de la articulación más cercana a la cadera. I_{CM} corresponde al momento de inercia.	14
3.1 Descripción de la trama enviada por comunicación Bluetooth Serial por cada muestra de cada IMU	21
4.1 Comparación de ambos sistemas de captura de movimiento en la estimación de las variables involucradas en el salto vertical. La variable r indica a correlación cruzada entre las señales de cada sistema. Por cada sistema se muestra la Media y la desviación estándar (DE).	35
4.2 Estimación de altura máxima del centro de masa	35
5.1 Valores los ángulos de las articulaciones en la fase del impulso	38
5.2 Valores los ángulos de las articulaciones en la fase del vuelo	39
5.3 Valores los ángulos de las articulaciones en la fase del aterrizaje	39
5.4 Medidas del centro de masa durante el salto. Velocidad máxima es la velocidad alcanzada al momento del despegue. Máximo descenso es la posición más baja del centro de masa que se alcanza durante el instante del impulso. El máximo ascenso es el punto más alto alcanzado por el centro de masa.	41
5.5 Comparación entre los participantes de la flexión/extensión de las articulaciones durante la fase del impulso	42
5.6 Comparación entre los participantes de la flexión/extensión de las articulaciones durante la fase del vuelo	43
5.7 Comparación entre los participantes de la flexión/extensión de las articulaciones durante la fase del aterrizaje	44

INTRODUCCIÓN

El salto vertical es una habilidad motriz fundamental en muchos deportes, que es útil tanto en el entrenamiento deportivo como en el rendimiento deportivo. Por lo tanto, cuando un atleta puede hacer un sprint corto o puede alcanzar un punto alto comenzando desde el suelo, sus saltos verticales hacen la diferencia [1–5]. Sin embargo, el salto vertical no es un movimiento fácil, para ser exitoso requiere coordinación entre el sistema neuronal, la estimación muscular, la actividad articular y la producción de fuerza. El objetivo principal del salto vertical es llevar el Centro de Masa corporal (COM *por el inglés Center Of Mass*) al punto más alto posible, esto es alcanzado obteniendo la mayor velocidad posible en el momento del despegue. Pese a que la medida más importante en el salto vertical es la altura máxima, la técnica del salto es importante para determinar la correcta ejecución. Entre los diversos estilos existentes, los dos que se destacan son el salto con contra-movimiento (CMJ *por el inglés Countermovement Jump*) y salto de cuclillas (SJ *el inglés por Squat Jump*) y varían en el impulso inicial. El SJ inicia de pie con las manos en la cintura mientras el CMJ inicia con un impulso descendente con los brazos.

Diferentes tecnologías han sido propuestas para medir el desempeño en el salto vertical [6, 7], como plataformas de fuerza [8], sistemas basados en cámaras y recientemente con Unidades de Medición Inercial (IMU *por el inglés Inertial Measurement Unit*).

Los sistemas basados en IMU han crecido en los últimos años debido a la reducción del tamaño y a su relativo bajo costo. Estos sistemas de captura de movimiento ofrecen ventajas con respecto a otros sistemas, como volumen de captura teóricamente ilimitado, no necesitan entornos controlados o con condiciones ambientales específicas, no generan interferencias de movimiento, y tienen un considerable bajo costo. Un sistema basado en IMU para la captura de movimiento del cuerpo humano completo requiere localizar al menos una IMU por segmento corporal [9]. Cada IMU incluye un acelerómetro de tres ejes, un giroscopio de tres ejes y un magnetómetro de tres ejes. Con este arreglo se puede medir la aceleración lineal, la velocidad angular y el campo magnético del segmento corporal al que este sujeto, y se puede calcular su orientación y posición. La posición es obtenida usando los datos del acelerómetro aplicando dos integraciones numéricas. De igual forma, al integrar la velocidad angular entregada por los giroscopios se puede obtener la orientación. Estas operaciones añaden sesgo no deseado al resultado final. Por otra parte, representar la orientación de los segmentos con ángulos de Euler obtenidos de la velocidad angular puede introducir singularidades al sistema [10]. Teniendo en cuenta esto, para obtener una medida del salto vertical exacta es necesario usar una representación de orientación sin singularidades y reducir la cantidad de integraciones numéricas implementadas.

En la medición del salto vertical usando Sistemas de Medición Inercial (IMS *por el inglés Inertial Measurement System*) existe una técnica común [11–15]. Con esta técnica la altura máxima se puede calcular colocando una IMU en la cintura, cerca del COM en posición anatómica, y modelando el salto como un movimiento de caída libre. Como se ha mencionado más arriba, la información de la técnica del salto es útil en la evaluación del desempeño. Para obtener esta información usando IMS, múltiples IMU debe ser usadas, al menos una por segmento [16, 17]. Con un IMS localizado en los pies, las piernas, los muslos y el tronco se puede calcular el ángulos de las articulaciones del tren inferior humano [18–20]. En la literatura no se evidencia el uso de IMS para evaluar el desempeño en SJ midiendo tanto la altura máxima alcanzada como la técnica de la ejecución.

En esta tesis se propone un método para medir el desempeño en SJ usando un IMS, considerando una cadena cinemática del tren inferior humano, un método basado en cuaternios para estimar los ángulos de las articulaciones a partir de los datos de los giroscopios y un método de sustracción de sesgo para reducir el error en el cálculo de la posición de COM. Se desarrolla un IMS compuesto por siete IMU que se sujetan con bandas elásticas a cada uno de los segmentos del tren inferior, a saber, los pies, las pantorrillas, los muslos y el tronco.

La cadena cinemática de la parte inferior del cuerpo consiste en cada segmento corporal conectado con articulaciones [21]. Este enfoque establece el tronco como base de movimiento, y a partir de este segmento, las piernas están conectadas. Solo la traslación del tronco se calcula a partir de la integración numérica para

reducir el sesgo en la estimación de la altura máxima, así, la posición del cuerpo entero es relativa a este punto. La orientación de cada segmento se establece a partir de un cuaternión unitario calculado a partir de la velocidad angular, y con esta orientación se calculan los ángulos de flexión/extensión de cada articulación. Finalmente, el sistema desarrollado se compara con un sistema de captura de movimiento óptico compuesto por seis cámaras Optitrack Flex 3 como punto de referencia para validar los resultados.

La principal contribución a este trabajo es el desarrollo de un marco para la evaluación del salto vertical utilizando la traslación COM y la técnica de salto desde los ángulos de las articulaciones. El método propuesto se llevó a cabo en un sistema de adquisición inalámbrico, que es portátil y de bajo costo. La calidad de los datos obtenidos permite el análisis cuantitativo en biomecánica deportiva con bajo costo computacional y sin técnicas avanzadas para el procesamiento de señal digital.

HIPÓTESIS

Logrando un modelo dinámico del tren inferior humano donde se involucren las fuerzas de los músculos en una cadena cinemática obtenido a partir de Unidades de Medición Inercial aportará más información al momento de estimar variables biomecánicas para evaluar rendimiento deportivo.

OBJETIVOS

GENERAL

Proponer un modelo dinámico del tren inferior humano usando Unidades de Medición Inercial para estimar variables biomecánicas que permita evaluar el rendimiento deportivo a través del desempeño en el salto vertical.

ESPECÍFICOS

- Establecer las variables biomecánicas que intervienen en el modelo dinámico del tren inferior humano.
- Caracterizar la dinámica del tren inferior humano a partir de sensores inerciales y sensores complementarios de bajo costo.
- Evaluar el rendimiento en el salto vertical a partir del modelo ajustado usando Unidades de Medición Inercial.

ESTRUCTURA

Este documento está constituido por 6 capítulos, la temática de cada uno se enuncia en orden a continuación.

CAPÍTULO 1

En el Capítulo 1 se introducen los conceptos generales de la evaluación deportiva como ejercicios, sistemas de adquisición y modelos dinámicos.

CAPÍTULO 2

En el Capítulo 2 se establece el modelo dinámico del tren inferior humano optimizado para la ejecución del salto vertical, describiendo el sistema esquelético y el sistema muscular.

CAPÍTULO 3

El desarrollo del sistema de captura de movimiento inercial se expone en el Capítulo 3, donde se muestran los elementos que componen las Unidades de Medición Inercial, el protocolo de adquisición y el sistema de captura óptico con el cual se compara.

CAPÍTULO 4

El método desarrollado para procesar los datos de las Unidades de Medición Inercial para evaluar el desempeño en salto vertical se muestra en el Capítulo 4.

CAPÍTULO 5

En el Capítulo 5 se muestra la evaluación de desempeño en salto vertical usando el sistema de captura y el procesamiento matemáticos desarrollado en los capítulos anteriores, además, una comparación de desempeño entre varios participantes.

CAPÍTULO 6

En el Capítulo 5 se muestran las conclusiones y el trabajo futuro.

CONTRIBUCIÓN

Estos son los productos científicos obtenidos durante el desarrollo de esta tesis.

- [1] J.-S. Botero Valencia, M Rico García, and J.-P. Villegas Ceballos. A simple method to estimate the trajectory of a low cost mobile robotic platform using an IMU. *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, 11(4):823–828, nov 2017.
- [2] M. Rico Garcia, J.-S. Botero Valencia, L.-J Morantes Guzman, and V Henao Madrid. Portable measurement system of vertical jump using an Inertial Measurement Unit and pressure sensors. *STSIVA 2016*, 2016:0–4, 2016.

REFERENCIAS

- [1] W. Young, B. McLean, and J. Ardagna. Relationship between strength qualities and sprinting performance. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 35(1):13–19, 1995.
- [2] Gordon Sleivert and Matiu Taingahue. The relationship between maximal jump-squat power and sprint acceleration in athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 91(1):46–52, 2004.
- [3] P. Jiménez-Reyes, V. Cuadrado-Peñañiel, and J. J. González-Badillo. Análisis de variables medidas en salto vertical relacionadas con el rendimiento deportivo y su aplicación al entrenamiento. *Cultura, Ciencia y Deporte*, 6(17):113–119, 2011.
- [4] Jeffrey M McBride, Daniel Blow, Tyler J Kirby, Tracie L Haines, Andrea M Dayne, and N Travis Triplett. Relationship between maximal squat strength and five, ten, and forty yard sprint times. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 23(6):1633–1636, 2009.
- [5] Manuel López, Mário C Marques, Roland Van den Tillaar, and Juan J González. Relationships Between Vertical Jump and Full Squat Power Outputs With Sprint Times in U21 Soccer Players. *Journal of Human Kinetics*, 30(December):135–144, 2011.
- [6] Mohamed Ali Hadj Taieb, Mohamed Ben Aouicha, and Yosra Bourouis. Motion Capture System for Jump Analysis. *Lecture Notes in Artificial Intelligence (Subseries of Lecture Notes in Computer Science)*, 9121:515–529, 2015.
- [7] C Castagna, M Ganzetti, M Ditroilo, M Giovannelli, a Rocchetti, and V Manzi. Concurrent validity of vertical jump performance assessment systems. *J Strength Cond Res*, 27(3):761–768, 2013.
- [8] Nicholas P Linthorne. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physiology*, 69(11):1198–1204, 2001.
- [9] Daniel Roetenberg, Henk Luinge, and Per Slycke. Xsens MVN : Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors. *Hand The*, pages 1–7, 2009.
- [10] James Diebel. Representing attitude: Euler angles, unit quaternions, and rotation vectors. *Matrix*, 58:1–35, 2006.
- [11] Bernardo Requena, Francisco Requena, Inmaculada García, Eduardo Saez Saez de Villarreal, and Mati Pääsuke. Reliability and validity of a wireless microelectromechanicals based system (Keimove\texttrademark) for measuring vertical jumping performance. *Journal of Sports Science and Medicine*, 11(1):115–122, 2012.
- [12] M. Rico Garcia, J.-S. Botero Valencia, L.-J Morantes Guzman, and V Henao Madrid. Portable measurement system of vertical jump using an Inertial Measurement Unit and pressure sensors. *STSIVA 2016*, 2016:0–4, 2016.
- [13] Pietro Picerno, Valentina Camomilla, and Laura Capranica. Countermovement jump performance assessment using a wearable 3D inertial measurement unit. *Journal of sports sciences*, 29(2):139–146, 2011.
- [14] Ryan S. McGinnis, Stephen M. Cain, Steven P. Davidson, Rachel V. Vitali, Noel C. Perkins, and Scott G. McLean. Quantifying the effects of load carriage and fatigue under load on sacral kinematics during countermovement vertical jump with IMU-based method. *Sports Engineering*, 19(1):21–34, 2015.
- [15] Bojan Milosevic and Elisabetta Farella. Wearable Inertial Sensor for Jump Performance Analysis. *Proceedings of the 2015 workshop on Wearable Systems and Applications - WearSys '15*, (May):15–20, 2015.
- [16] Suin Kim, Kyongkwan Ro, and Joonbum Bae. Estimation of individual muscular forces of the lower limb during walking using a wearable sensor system. *Journal of Sensors*, 2017, 2017.
- [17] Bertram Taetz, Gabriele Bleser, and Markus Miezal. Towards self-calibrating inertial body motion capture. In *Information Fusion (FUSION), 2016 19th International Conference on*, pages 1751–1759. IEEE, 2016.

-
- [18] Glen Cooper, Ian Sheret, Louise McMillian, Konstantinos Siliverdis, Ning Sha, Diana Hodgins, Laurence Kenney, and David Howard. Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. *Journal of Biomechanics*, 42(16):2678 – 2685, 2009.
- [19] Thomas Seel, Jörg Raisch, and Thomas Schauer. Imu-based joint angle measurement for gait analysis. *Sensors*, 14(4):6891–6909, 2014.
- [20] Ariel V. Dowling, Julien Favre, and Thomas P. Andriacchi. A Wearable System to Assess Risk for Anterior Cruciate Ligament Injury During Jump Landing: Measurements of Temporal Events, Jump Height, and Sagittal Plane Kinematics. *Journal of Biomechanical Engineering*, 133(7):071008, 2011.
- [21] S. Šlajpah, R. Kamnik, and M. Munih. Kinematics based sensory fusion for wearable motion assessment in human walking. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 116(2):131 – 144, 2014. New methods of human-robot interaction in medical practice.

1

CONCEPTOS PRELIMINARES

Contenido

1.1 Salto vertical	2
1.2 Métodos de medición	3
1.2.1 Plataformas de fuerza	3
1.2.2 Sistemas de captura ópticos	3
1.2.3 Unidades de Medición Inercial (IMU)	3
1.3 Modelos de simulación	4
1.3.1 Cadena cinemática	5
1.3.2 Modelo muscular	5
Referencias	6

INTRODUCCIÓN

En esta capítulo se introducen los conceptos fundamentales y elementos teóricos en los que se soporta el desarrollo de esta tesis. Está dividida en tres secciones. En la Sección 1.1 se construye un análisis del salto vertical basando en principios mecánicos y se establece su relación en la evaluación del desempeño deportivo. La Sección 1.2 se concentra en describir los métodos de medición utilizados para evaluar el salto vertical y se justifica el uso de Unidades de Medición Inercial. Por último, en la Sección 1.3 se presentan los modelos de representación del tren inferior humano usados para simular la dinámica del salto vertical.

SALTO VERTICAL

El salto vertical es una habilidad común y esencial en varios deportes, entrenamientos y evaluación de desempeño deportivo. La popularidad de este ejercicio consiste en gran medida a que la meta es clara, elevar lo más alto posible el centro de gravedad corporal (COM *por las siglas de Center Of Mass*) usando solo la fuerza de las piernas, además que tiene bajo riesgo de lesiones [1]. Una ejecución exitosa de este movimiento requiere de una combinación compleja entre excitación muscular, movimiento articular (cinemática), y producción de fuerza (cinética). Existen dos variantes básicas de este movimiento, una es el salto de cuclillas (SJ *por las siglas de Squat-Jump*) y el salto a contra movimiento (CMJ *por las siglas de Countermovement-Jump*). La diferencia consiste en que el SJ inicia de la posición de cuclillas sin ningún impulso previo, mientras que el CMJ tiene un contra movimiento con las manos antes de iniciar el impulso con las piernas. La Figura 1.1 ilustra las dos técnicas de salto. La cinemática del ejercicio puede ser determinada de manera simple modelando la trayectoria del salto con ecuaciones de caída libre y las leyes de movimiento de Newton con impulso-momento, trabajo, energía y potencia. Teniendo esto en cuenta, para conseguir el mejor resultado, es necesario obtener la mayor velocidad posible del COM al momento del despegue. El caso de estudio en esta tesis es el SJ donde la generación de fuerza en esta variación de salto depende solo del tren inferior y no es fundamental monitorear la posición de las extremidades superiores. En ese sentido al determinar las variables biomecánicas del tren inferior dará información suficiente para establecer el rendimiento deportivo.

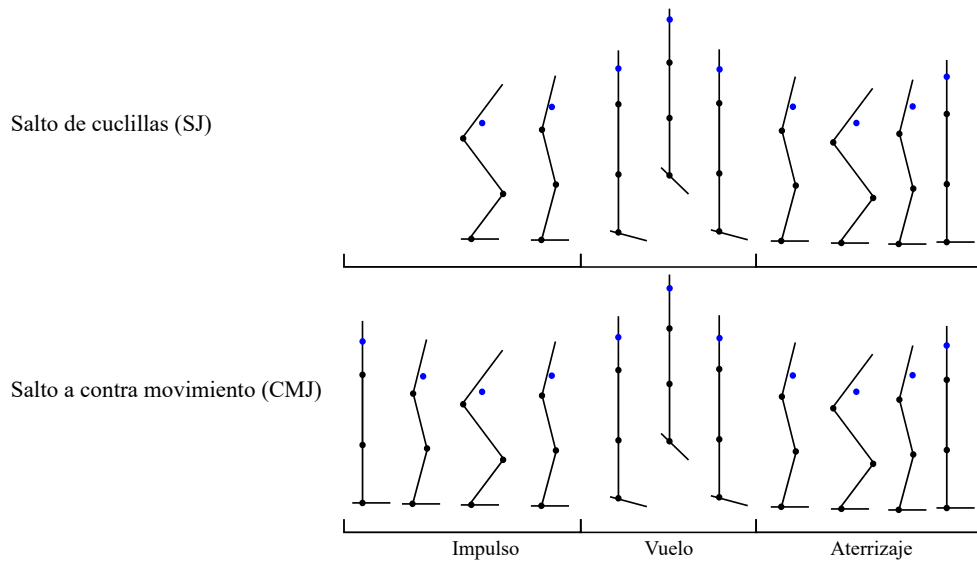


Figura 1.1: Vista de costado del salto vertical de cuclillas. COM marcado con un punto azul a la altura de la cintura.

El COM es definido como el punto donde toda la masa del cuerpo esta balanceada, por tanto, hay una distribución uniforme alrededor de este punto de toda la materia que compone el cuerpo. Cuando se está de pie en posición anatómica el COM humano está al rededor del 55 % - 57 % de la altura corporal, es decir cerca de la cintura en la línea media de lado a lado y de frente a espalda [2]. Por tanto, es evidente que el COM cambia según la posición corporal por lo que en el salto vertical este punto cambia durante todas las fases de la ejecución. Es común dividir el salto vertical en las siguientes fases basadas en la posición del COM [3, 4].

- Inicio del salto.
- Máxima aceleración descendente del COM.
- Máxima velocidad descendente del COM.
- Punto más bajo del COM.
- Máxima aceleración ascendente del COM.
- Despegue.

- Punto máximo del COM.
- Aterrizaje.

Este ejercicio es regularmente usado en deportes debido a su utilidad para predecir la potencia muscular, lo cual es un indicador de la condición física de los deportistas [5, 6], dado que el rendimiento en muchas acciones deportivas depende de la capacidad de aplicar fuerza por un tiempo determinado. Se ha mostrado que los deportistas con mejor desempeño en salto vertical desarrollan velocidades más altas en carreras de diferentes longitudes [7–9].

Como ya es evidente, para evaluar el desempeño del salto es necesario estimar la posición del COM en todo el movimiento, en la Sección 1.2 se presentan algunos sensores usados para esto.

MÉTODOS DE MEDICIÓN

Dado que el objetivo del salto vertical es elevar el COM lo más alto posible, se han propuesto diferentes métodos para medirlo, tradicionalmente el cronómetro y la revisión visual se han utilizado para determinar el tiempo de vuelo y estimar la altura máxima usando ecuaciones de las leyes de movimiento. Sin embargo, con el desarrollo de nuevas tecnologías y nuevos sensores se han implementado otros métodos, con el fin de extraer la mayor información posible y así poder relacionar variables biomecánicas para predecir con menor incertidumbre el rendimiento deportivo. A continuación, se discutirán los métodos que han dado mejores resultados y se determinarán sus ventajas y desventajas [10, 11].

PLATAFORMAS DE FUERZA

Las plataformas de fuerza son unos de los métodos más usados para medir el salto vertical [12]. Consiste en sensores de presión (Piezoeléctricos o celdas de carga) localizados en el piso formando una matriz de puntos de sensado. La medición del tiempo de vuelo se realiza desde el momento en que el individuo se despega del suelo hasta que vuelve a tocar la plataforma, y la altura se calcula con el tiempo obtenido. Esta medición se hace bajo la suposición de que el participante mantiene las piernas completamente estiradas durante todo el vuelo, suposición que no se cumple para personas no entrenadas o de avanzada edad. Una limitación que existe para estos sensores es que no tienen información sobre la posición del participante, para determinar variables derivadas del ejercicio. Cabe mencionar que el precio de estos sensores puede estar por encima de los 6000 EUR. La tasa de muestreo común en estos dispositivos es de 1000 Hz.

SISTEMAS DE CAPTURA ÓPTICOS

Los sistemas de captura óptica consisten en un conjunto de cámaras de alta velocidad localizadas alrededor del sujeto de captura, las cuales realizan una construcción tridimensional del entorno. Para los sistemas que usan marcadores, el sujeto debe localizarlos en su cuerpo y el sistema hace seguimiento de los marcadores para reconstruir el movimiento. Existen marcadores activos y pasivos [13, 14], los activos generan luz usando LEDs, y los pasivos reflejan la luz emitida por las cámaras. También son usados sistemas sin marcadores, como las cámaras RGB-D [15], que esqueletizan al sujeto a partir de los datos de una matriz de sensores infrarrojos, este tipo de sistemas suelen ser menos precisos. El principal inconveniente de estos sistemas es la oclusión de marcadores o que se salgan del volumen de captura. Cuando esto sucede es imposible tener certeza de la posición del marcador por lo que es necesario hacer suposiciones para realizar la reconstrucción. Sin embargo, cuando se tienen condiciones de captura óptimas su precisión es muy alta.

UNIDADES DE MEDICIÓN INERCIAL (IMU)

Las IMU son sensores Micro electromecánicos (MEMS) dispuestos en un mismo circuito electrónico. Son localizados en diferentes partes del cuerpo y permiten medir la orientación y la aceleración de la extremidad donde están puestos. Consisten en acelerómetros, giroscopios y magnetómetros de tres ejes. Comúnmente usados en la aeronáutica, y debido a la miniaturización se han llevado a más diversas aplicaciones como medición de variables biomecánicas [16]. A pesar de su bajo precio y su tamaño pequeño, el ruido en la adquisición es un gran problema, por tanto, los algoritmos de reducción de ruido para estos sensores son de vital importancia. La

tasa de muestreo típico de estos sensores para aplicaciones de mediciones humanas esta entre 100 Hz – 2 kHz y pueden ser grabados en memorias Flash en el dispositivo o enviadas inalámbricas por Wi-Fi o Bluetooth [4].

Para monitorear completamente todos los segmentos corporales es necesario localizar una IMU en cada uno de ellos. En cuanto a la posición del segmento al que está sujeto, existen modelos y esquemas para una adecuada selección. Luego, con los datos de la IMU se debe estimar la orientación y la posición de cada segmento con referencia a un sistema global (Entorno de captura) y sujeto a las restricciones geométricas de cada articulación. Esto es posible procesando los datos del acelerómetro y el giroscopio como lo muestra el esquema que se ilustra en la Figura 1.2. De este esquema se pueden inferir parte de los problemas que pueden presentar estos sistemas, por ejemplo, cuando se realizan integraciones durante largos periodos se puede acumular sesgo, lo que limita la toma de datos.

Si bien las IMU son una alternativa que ha presentado buenos resultados en aplicaciones de monitoreo de movimiento aún presentan problemas de ruido en las señales, por lo que es necesario realizar una adecuada calibración para mejorar la calidad de los datos [17–19]. Los errores en los sensores inerciales pueden ser clasificados como deterministas o estocásticos. Los deterministas incluyen sesgo constante, factor de escala, no ortogonalidad de ejes o diferencias de sensibilidad, estos errores pueden ser identificados y corregidos a partir de las mediciones y con las correspondientes técnicas de calibración. En cuanto a los errores estocásticos requieren otras técnicas de procesamiento de señales para identificarlos y corregirlos. El ruido asociado a los sensores inerciales son sesgo inestable, error de discretización, caminata aleatoria angular o de la velocidad (*Angular Random Walk* o *Velocity Random Walk*), y caminata aleatoria de ángulo o de aceleración (*Rate Random Walk* o *Acceleration Random Walk*) para giroscopios y acelerómetros respectivamente [20]. Para mitigar estos errores se han propuesto técnicas como filtros Kalman o *Allan Variance* [21].

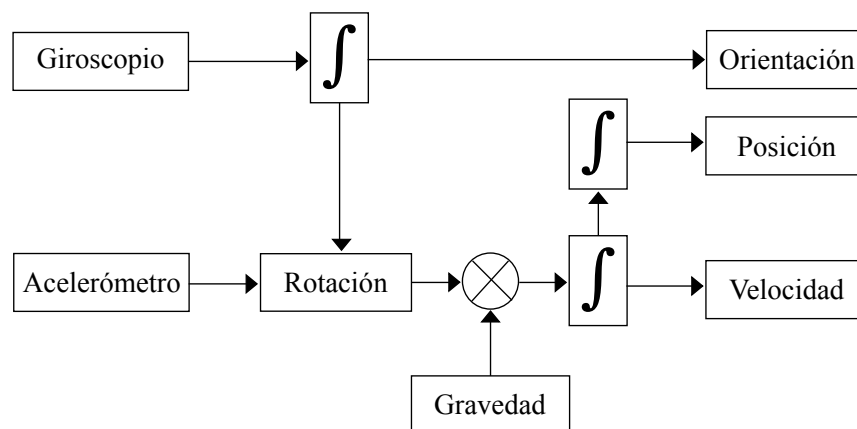


Figura 1.2: Esquema para determinar orientación y posición de una IMU, usando solo los sensores inerciales, es decir, sin magnetómetros. Para obtener la orientación se realiza una integración con respecto al tiempo a los datos del giroscopio. Luego se elimina la aceleración de la gravedad a los datos del acelerómetro usando la orientación de la IMU, y, por último, se aplican dos integraciones con respecto al tiempo al resultado para obtener la velocidad y la posición.

MODELOS DE SIMULACIÓN

Entender la generación de movimiento humano es un caso de estudio en medicina, ciencias del deporte y biomecánica. Este tema involucra varios aspectos de la fisiología humana como la activación neuromuscular, la producción de fuerza de los músculos, inercia corporal, entre otras. Algunos de estos aspectos como velocidad o posición pueden ser determinados usando sensores como sistemas de cámaras, plataformas de fuerzas o sensores inerciales. Sin embargo, otras variables como la activación neuromuscular no pueden ser medidas sin técnicas invasivas. Una alternativa para este problema es el modelado y simulación computacional de los movimientos humanos. Estos modelos se componen de diferentes sistemas y su complejidad depende de los aspectos que se quieren estudiar. El uso de modelos corporales ha permitido obtener secuencias óptimas de activación neuromuscular para un movimiento específico, además, evaluar la influencia inercial del sistema musculoesquelético en la dinámica del movimiento.

Para la evaluación de desempeño deportivo, el modelado y simulación de la dinámica corporal se presenta co-

mo una herramienta eficiente para estimar variables biomecánicas que no son posibles de extraer durante la ejecución de ejercicios sin utilizar métodos invasivos.

Determinar la fuerza muscular durante la ejecución de movimiento es esencial para el análisis y comprensión del control del mismo. Dada la dificultad de medir la fuerza muscular durante un salto vertical sin usar técnicas invasivas o mecanismos que incomoden la ejecución se han propuesto modelos de simulación. Estos modelos consisten fundamentalmente de dos sistemas, un sistema muscular que genera el movimiento y que va acoplado a un sistema mecánico de segmentos unidos que emula el comportamiento del sistema esquelético.

Al igual que en el ejercicio real, en la simulación se requiere de un control complejo para realizar un movimiento específico. En el caso del salto vertical, en la década de los 90s se empiezan a proponer métodos de control para obtener el mejor rendimiento posible y analizar diferentes aspectos biomecánicos [22–24]. Trabajos más recientes han sido propuestos para determinar la distribución muscular óptima para el salto vertical [25].

CADENA CINEMÁTICA

Los sistemas mecánicos pueden ser modelados como sistemas multicuerpo. Un sistema multicuerpo consiste en un conjunto de cuerpos rígidos o flexibles conectados entre sí de tal modo que exista movimiento relativo entre ellos. Estos sistemas permiten modelar el comportamiento cinemático y dinámico del mecanismo. El análisis cinemático de estos sistemas comprende la posición y velocidad de los cuerpos, mientras que el análisis dinámico involucra las fuerzas que actúan sobre los cuerpos y suele ser más complejo [26]. A partir de esto, el sistema esquelético del tren inferior humano puede ser representado como un sistema multicuerpo. La Figura 1.1 mostrada anteriormente, es una representación del tren inferior como un sistema multicuerpo.

MODELO MUSCULAR

Los músculos son elementos activos controlados por el sistema nervioso central. Estos pueden aplicar fuerza al esqueleto para provocar movimiento. Uno de los modelos matemáticos usados para simular el comportamiento de grupos musculares es el modelo Tipo Hill [27]. Este modelo está conformado por tres elementos mecánicos como se muestra en la Figura 1.3. Un elemento contráctil en paralelo con un elemento elástico, y este arreglo en serie con otro elemento elástico. El elemento elástico en serie tiene el comportamiento de la región activa de la función muscular, mientras que el arreglo paralelo representa el comportamiento pasivo. Este modelo se comporta en función de la excitación muscular, el tamaño del músculo y la velocidad muscular y tiene como resultado la fuerza que genera el músculo. Uno de los grandes limitantes para los modelos musculares es que son poco prácticos cuando se realizan simulaciones a gran escala de movimientos. Además, se han propuesto modificaciones a este modelo añadiendo otros elementos, como en [28], donde se añade un amortiguador en serie para mejorar la relación velocidad-fuerza.

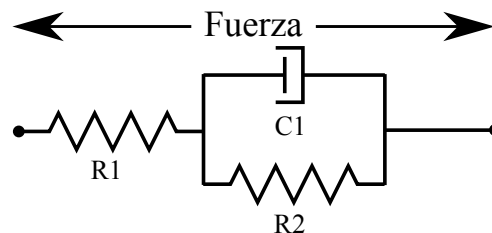


Figura 1.3: Configuración mecánica del modelo muscular Hill. Donde R1 y R2 son resortes y C1 es un amortiguador

REFERENCIAS

- [1] Raoul F Reiser, Erik C. Rocheford, and Casey J. Armstrong. Building a Better Understanding of Basic Mechanical Principles Through Analysis of the Vertical Jump. *Strength and Conditioning Journal*, 28(4):70, 2006.
- [2] Kathryn Luttgens and KF Wells. Kinesiology: Scientific basis of human movement. *Dubuque: Brown & Benchmark*, pages 147–173, 1982.
- [3] Nicholas P Linthorne. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physiology*, 69(11):1198–1204, 2001.
- [4] Bernardo Requena, Francisco Requena, Inmaculada García, Eduardo Saez Saez de Villarreal, and Mati Pääsuke. Reliability and validity of a wireless microelectromechanicals based system (Keimove\texttrademark) for measuring vertical jumping performance. *Journal of Sports Science and Medicine*, 11(1):115–122, 2012.
- [5] Naoki Kawamori and G Gregory Haff. The optimal training load for the development of muscular power. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 18(3):675–684, 2004.
- [6] Ryan S. McGinnis, Stephen M. Cain, Steven P. Davidson, Rachel V. Vitali, Noel C. Perkins, and Scott G. McLean. Quantifying the effects of load carriage and fatigue under load on sacral kinematics during countermovement vertical jump with IMU-based method. *Sports Engineering*, 19(1):21–34, 2015.
- [7] Gordon Sleivert and Matiu Taingahue. The relationship between maximal jump-squat power and sprint acceleration in athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 91(1):46–52, 2004.
- [8] W. Young, B. McLean, and J. Ardagna. Relationship between strength qualities and sprinting performance. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 35(1):13–19, 1995.
- [9] Irineu Loturco, Lucas A. Pereira, Cesar C. Cal Abad, Ricardo A. D'Angelo, Victor Fernandes, Katia Kitamura, Ronaldo Kobal, and Fabio Y. Nakamura. Vertical and Horizontal Jump Tests Are Strongly Associated With Competitive Performance in 100-m Dash Events. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(7):1966–1971, 2015.
- [10] Mohamed Ali Hadj Taieb, Mohamed Ben Aouicha, and Yosra Bourouis. Motion Capture System for Jump Analysis. *Lecture Notes in Artificial Intelligence (Subseries of Lecture Notes in Computer Science)*, 9121:515–529, 2015.
- [11] James L Nuzzo, Jonathan H Anning, and Jessica M Scharfenberg. The reliability of three devices used for measuring vertical jump height. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 25(9):2580–90, 2011.
- [12] C Castagna, M Ganzetti, M Ditroilo, M Giovannelli, a Rocchetti, and V Manzi. Concurrent validity of vertical jump performance assessment systems. *J Strength Cond Res*, 27(3):761–768, 2013.
- [13] Román Estévez-García, Jorge Martín-Gutiérrez, Saúl Menéndez Mendoza, Jonathan Rodríguez Marante, Pablo China-Martín, Ovidia Soto-Martín, and Moisés Lodeiro-Santiago. Open Data Motion Capture: MOCAP-ULL Database. *Procedia Computer Science*, 75(Vare):316–326, 2015.
- [14] Andrea Mapelli, Matteo Zago, Laura Fusini, Domenico Galante, Andrea Colombo, and Chiarella Sforza. Validation of a protocol for the estimation of three-dimensional body center of mass kinematics in sport. *Gait and Posture*, 39(1):460–465, 2014.
- [15] Alejandro González, Mitsuhiro Hayashibe, Vincent Bonnet, and Philippe Fraisse. Whole body center of mass estimation with portable sensors: using the statically equivalent serial chain and a Kinect. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(9):16955–16971, sep 2014.
- [16] Daniel Tik Pui Fong and Yue Yan Chan. The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies: A systematic review, 2010.

- [17] RoJan Rohac, Martin Sipos, and Jakub Simanek. Calibration of Low-cost Triaxial Inertial Sensors. *IEEE Instrumentation & Measurement Magazine*, (December):97–120, 2015.
- [18] Ewa Lach. Evaluation of Automatic Calibration Method for Motion Tracking Using Magnetic and Inertial Sensors. pages 337–348. Springer International Publishing, 2016.
- [19] V. J S Botero, W. Hernandez, and E. Fernandez. Orientation of a triaxial accelerometer using a homogeneous transformation matrix and Kalman filters. *International Journal on Smart Sensing and Intelligent Systems*, 7(4):1631–1646, 2014.
- [20] Petko Petkov and Tsonyo Slavov. Stochastic Modeling of MEMS Inertial Sensors. *Bulgarian Academy of Sciences, Cybernetics and Information Technologies*, 10(2):31–40, 2010.
- [21] a G Quinchia, C Ferrer, G Falco, E Falletti, and F DAVIS. Analysis and modelling of MEMS inertial measurement unit. *Localization and GNSS (ICL-GNSS), 2012 International Conference on*, pages 1–7, 2012.
- [22] Arthur J. van Soest, Arend L. Schwab, Maarten F Bobbert, and Gerrit Jan van Ingen Schenau. The influence of the biarticularity of the gastrocnemius muscle on vertical-jumping achievement. *Journal of Biomechanics*, 26(1):1–8, 1993.
- [23] T. Spägele, A. Kistner, and A. Gollhofer. Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 32(5):521–530, 1999.
- [24] Maarten F Bobbert and A J Van Soest. Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. *Medicine and science in sports and exercise*, 26(8):1012–1020, 1994.
- [25] Jeremy D. Wong, Maarten F. Bobbert, Arthur J. Van Soest, Paul L. Gribble, and Dinant A. Kistemaker. Optimizing the distribution of leg muscles for vertical jumping. *PLoS ONE*, 11(2):1–15, 2016.
- [26] José Antonio Gómez Cristobal. *Método De Síntesis Dimensional Óptima De Sistemas Multicuerpo Con Restricciones Dinámicas. Aplicación Al Diseño De Mecanismos Planos*. PhD thesis, 2003.
- [27] T L Hill, E Eisenberg, Y D Chen, and R J Podolsky. Some self-consistent two-state sliding filament models of muscle contraction. *Biophysical journal*, 15(4):335–372, 1975.
- [28] D. F B Haeufle, M. Günther, A. Bayer, and S. Schmitt. Hill-type muscle model with serial damping and eccentric force-velocity relation. *Journal of Biomechanics*, 47(6):1531–1536, 2014.

2

MODELO DINÁMICO

Contenido

2.1 Características físicas	10
2.1.1 Huesos y articulaciones del tren inferior	10
2.1.2 Musculatura del tren inferior	11
2.2 Modelos de simulación	11
2.2.1 Bidimensional	11
2.2.2 Tridimensional	13
2.3 Simulación	14
Referencias	16

INTRODUCCIÓN

En este capítulo se presenta el modelo de simulación del tren inferior humano para la evaluación de rendimiento deportivo, determinado a partir del salto vertical, por tanto, la coordinación neuromuscular se optimiza para obtener la mayor elevación del centro de masa. Este capítulo está compuesto por la Sección 2.1 donde se establecen las características del tren inferior humano necesarias para el modelado y simulación con el fin de establecer medidas que determinen el rendimiento deportivo, en la Sección 2.2 se ilustran los modelos propuestos para ejecutar saltos verticales, realizando una clasificación por dimensiones de representación, y por último en la Sección 2.3 se establecen las herramientas computacionales destinadas para simular el modelo obtenido.

CARACTERÍSTICAS FÍSICAS

En anatomía el tren inferior humano se define como las dos extremidades que se unen al tronco por la pelvis mediante la cadera. Sus funciones principales son soportar el peso corporal en posición bípeda, permitir los desplazamientos y mantener el equilibrio [1].

Cada extremidad está dividida (de arriba a abajo) en las siguientes partes:

- Pelvis
- Muslo
- Rótula
- Pierna
- Tobillo
- Pie, que se divide en:
 - Tarso
 - Metatarso
 - Falange

HUESOS Y ARTICULACIONES DEL TREN INFERIOR

El esqueleto en el tren inferior está dividido por funcionalidad en dos partes: la cintura pélvica y los huesos del miembro libre. La cintura pélvica está compuesta por un hueso coxal (Ilion, pubis e isquion) por cada miembro y se articulan con el sacro como parte común de los coxales. La cintura pélvica constituye la parte inferior del tronco y por esta, se conectan los miembros inferiores. La disposición de la cintura pélvica permite la alineación paralela de los miembros inferiores. El peso corporal es transferido desde la columna vertebral por las articulaciones sacroilíacas a la cintura pélvica y desde allí hacia el fémur por las articulaciones coxales.

Segmento	Descripción
Pelvis	Cada pelvis está formada los huesos coxales que consiste en tres partes el ilion, isquion y pubis. Esta se una al fémur por una articulación esférica.
Muslo	El único hueso de este segmento es el fémur. El fémur es el hueso más largo y pesado del cuerpo. Mide la cuarta parte de la altura corporal. En el extremo proximal consta de una cabeza y un cuello que está conectado al cuerpo del hueso. La cabeza se forma como dos tercios de una esfera. El eje de la cabeza y el cuello forman una "L" con el eje del cuerpo con un ángulo de inclinación al nacer de 115° a 140° de adulto, con promedio de 126°. El fémur se articula por la rodilla con la tibia con una articulación de bisagra.
Pierna	La parte ósea de la pierna está constituida por dos huesos: la tibia y el peroné. La tibia se articula con la rodilla por la parte superior y con el talus (hueso del talón) en la parte inferior. La función principal de la tibia es actuar como lugar de inserción muscular además de aportar estabilidad a la articulación del talocrural. La tibia y el peroné se conecta por una densa membrana interósea.
Pie	Este es el segmento más complejo en cuanto al sistema óseo. Los huesos del pie consisten en el tarso, el metatarso, y las falanges. Hay 7 huesos tarsianos, 5 metatarsianos y 14 falanges. Uno de los huesos del tarso es el talus, por el cual se articula el pie y la pierna. En esta articulación se transfiere el peso corporal a los pies y lo divide entre el calcáneo y el antepié. El metatarso consiste en la parte media del pie y se articula con el tarso y las falanges. Las falanges por último constituyen los dedos.

Tabla 2.1: Descripción de los segmentos del tren inferior en función del sistema óseo

En los miembros inferiores para soportar la postura erguida, los fémures están oblicuos en el interior de los muslos de modo que las rodillas se localizan debajo del tronco moviendo el centro de gravedad hacia los ejes verticales de las piernas y pies. En las mujeres los fémures suelen ser ligeramente más oblicuos debido a que la pelvis es más ancha. Las rodillas corresponden a la articulación del fémur en el extremo distal a través de la rótula con la tibia. En el tobillo se transfiere el peso soportado por la tibia al talus, que es hueso principal del arco del pie y, por último, el pie está conformado por los tarsianos y metatarsianos para distribuir el peso entre el talón y el ante pie. En la Tabla 2.1 se describen la geometría de los huesos principales del tren inferior.

La Figura 2.1 ilustra la descripción del sistema óseo del tren inferior de la Tabla 2.1.

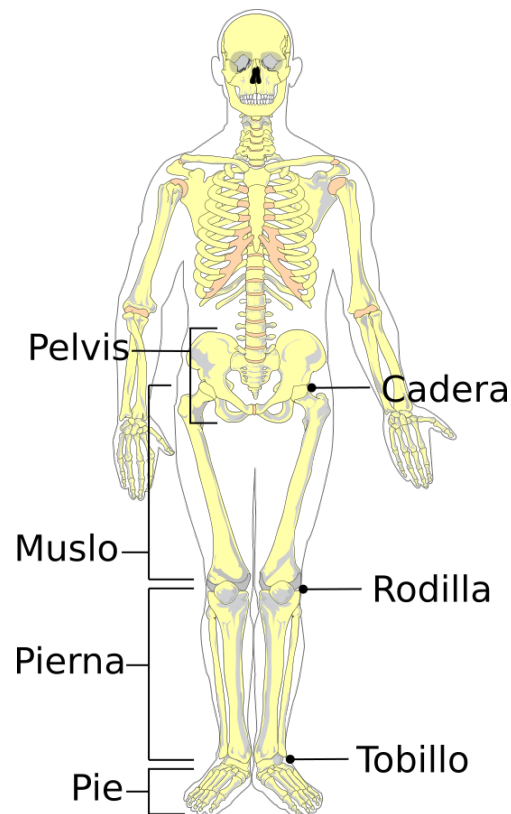


Figura 2.1: Ilustración del sistema óseo humano

MUSCULATURA DEL TREN INFERIOR

Los músculos de los miembros inferiores pueden agruparse según su localización en cuatro regiones: músculos pélvicos, músculos del muslo, músculos de la pierna y músculos del pie. En la Tabla 2.2 se muestran los músculos que componen cada región.

MODELOS DE SIMULACIÓN

Para el caso del salto vertical se han propuesto modelos de simulación para establecer diferentes parámetros biomecánicos. Estos modelos, según la complejidad del problema estudiado, simulan con parámetros o sistemas específicos [2]. A continuación, se muestran los modelos evidenciados en la literatura enunciando las aplicaciones en las que han sido implementados, los sistemas involucrados en ellos y sus características físicas.

BIDIMENSIONAL

Este modelo se empezó a implementar a finales de los 80s e inicios de los 90s [3, 4] y ha sido usado en diversos trabajos hasta hoy en día [5–8]. Se compone de dos sistemas el esquelético y el muscular.

Modelo esquelético El sistema esquelético se modeló como un mecanismo planar de cuatro segmentos rígidos conectados entre sí con tres articulaciones de bisagra sin fricción. El primer segmento que representa el pie está conectado al piso con una cuarta articulación del mismo tipo.

Los parámetros de los segmentos como dimensiones, momentos de inercia y centro de masa se establecieron ajustándolos los datos obtenidos en [9] a la muestra de [5] que fueron seis voleibolistas hombres profesionales, en la Tabla 2.3 se muestran estos valores.

Grupo muscular	Descripción	Músculos
Músculos de la pelvis	La función de este grupo es articular el muslo con respecto a las caderas por la articulación esférica coxal	<ul style="list-style-type: none"> • Psoas ilíaco • Cuadrado crural • Géminos superior e inferior • Glúteos mayor, medio y menor • Obturador externo e interno • Piramidal de la pelvis
Músculos del muslo	Este grupo se encarga de la flexión y extensión de la pierna a través de la rodilla. La musculatura de este segmento está compuesta por tres partes	<ul style="list-style-type: none"> • Región anteroexterna <ul style="list-style-type: none"> – Cuádriceps crural <ul style="list-style-type: none"> ◊ Vasto intermedio, interno y externo ◊ Recto anterior – Sartorio – Tensor de la fascia lata • Región interna <ul style="list-style-type: none"> – Aductor mayor, mediano y menor del muslo – Pectíneo – Recto interno • Región posterior <ul style="list-style-type: none"> – Bíceps cural – Semitendinoso – Semimembranoso
Músculos de la pierna	La función de este grupo muscular es articular el pie por el tobillo. Producen los dos grados de libertad	<ul style="list-style-type: none"> • Región anterior • Región externa • Región posterior
Músculos del pie	Estos músculos generan el movimiento para los segmentos del pie como tarsos, metatarsos y dedos	<ul style="list-style-type: none"> • Región dorsal • Región plantar interna • Región plantar externa • Región plantar media

Tabla 2.2: Descripción de la musculatura del tren inferior

	Longitud (m)	Masa (kg)	I_{CM} (kgm ²)	Centro de masa	Ángulo inicial (rad)
Pie	0.165	2.5	0.02	0.27	2.28
Pierna	0.458	7.1	0.14	0.43	0.84
Muslo	0.485	16.9	0.42	0.43	2.59
Tronco	0.920	55.7	3.90	0.68	0.73

Tabla 2.3: Valores medios de parámetros de segmentos y ángulos iniciales. I_{CM} es el momento de inercia relativo al centro de la masa del segmento. **CMPOS** Es la posición del centro de masa expresado como fracción de la longitud del segmento, medido desde el extremo craneal. Los ángulos iniciales son relativos al eje horizontal

Modelo muscular El comportamiento muscular de este modelo se implementa usando el modelo muscular tipo Hill. Este tipo de modelo muscular consiste de tres elementos mecánicos como se muestra en la Sección 1.3.2, y tiene una respuesta similar al comportamiento real de los músculos y los tendones. En este modelo bidimensional se ha evidenciado la incorporación de seis grupos musculares que son el glúteo (GLU), los isquiotibiales (HAM por *Hamstring*), el recto femoral (REC), el vasto (VAS), el gastrocnemio (GAS), y el sóleo (SOL).

En la Figura 2.2 se muestra el diagrama completo del modelo bidimensional.

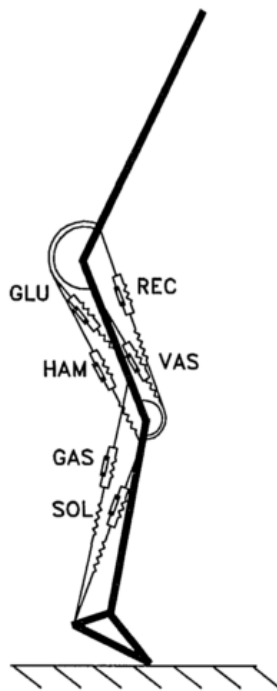


Figura 2.2: Representación bidimensional del tren inferior humano. Tomado de [6]

TRIDIMENSIONAL

En [4] proponen un modelo de tridimensional del cuerpo humano usado para simular un salto vertical. Por otra parte, en [10] se propone un modelo para analizar el efecto de cirugías en la dinámica del movimiento. Ambos modelos han sido implementado en OpenSIM [11] un software de simulación biomecánica de código abierto. Para este caso de estudio se analiza el modelo desarrollado en [4], en este trabajo, se propone un esquema de control de excitación muscular para un modelo dinámico tridimensional del tren inferior humano para alcanzar la altura máxima posible, los resultados obtenidos de la simulación son comparados con datos experimentales obtenidos en [12, 13].

Modelo esquelético En este modelo, el sistema óseo es modelado con 10 segmentos rígidos unidos mecánicamente generando 23 DOF. La orientación y posición de cada segmento son determinadas a partir el segmento base de la cadera, con el piso como marco de referencia fijo. Los otros nueve segmentos se ramifican a partir de la cadera. El torso, brazos y cabeza se modelan en un solo segmento. Por último, cada miembro inferior se representa con cuatro segmentos uno por el muslo, otro por la pierna, y dos por el pie que representan el ante pie y los dedos.

Articulaciones La articulación entre el segmento torso-brazos-cabeza (TBC) y la cadera fue modelada con una unión esférica de 3 DOF localizada en el centro de masa corporal, es decir, cerca de la vértebra lumbar 3, esta articulación es una simplificación de la función completa de la columna humana, sin embargo,

una representación más fiel al comportamiento requeriría mayor costo computacional. Cada cadera se modela con una unión esférica de 3 DOF, las rodillas con uniones de bisagra, la articulación entre la pierna y el ante pie consiste en una unión universal de 2 DOF, por último, los dedos con una unión de bisagra. La orientación de estas articulaciones se determinó usando datos experimentales.

La Tabla 2.4 muestra los parámetros de los segmentos para este modelo.

	Masa (kg)		COM (m)			I_{CM} (kgm ²)		
Pelvis	11.150	-	-	-	-	0.0973	0.0825	0.0548
TBC	32.413	0.0000	0.1270	0.0000	1.3960	0.7153	1.3552	
Muslo derecha	8.806	0.0000	-0.0700	0.0923	0.1268	0.0332	0.1337	
Muslo izquierdo	8.806	0.0000	-0.0700	-0.0923	0.1268	0.0332	0.1337	
Pierna derecha	1.20	0.0033	-0.2294	0.0000	0.0477	0.0048	0.0484	
Pierna izquierda	1.20	0.0033	-0.2294	0.0000	0.0477	0.0048	0.0484	
Ante pie derecho	3.510	0.0000	-0.2438	0.0000	0.0013	0.0037	0.0039	
Ante pie izquierdo	3.510	0.0000	-0.2438	0.0000	0.0013	0.0037	0.0039	
Dedos pie derecho	0.2051	0.0980	-0.0380	0.0180	0.0001	0.0002	0.0001	
Dedos pie izquierdo	0.2051	0.0980	-0.0380	-0.0180	0.0001	0.0002	0.0001	

Tabla 2.4: Parámetros de simulación del sistema óseo. Donde **COM** corresponde a la ubicación del centro de masa con respecto al centro de la articulación más cercana a la cadera. I_{CM} corresponde al momento de inercia.

Ligamentos Con el fin de evitar que las articulaciones alcancen ángulos imposibles desde el punto de vista fisiológico se implementa ligamentos. Se aplica un ligamento a cada grado de libertad por lo que al final se tiene 23 ligamentos.

Modelo Músculotendón En este modelo se implementan 54 músculos basados en el comportamiento del modelo muscular Hill, añadiendo un elemento elástico en serie con el elemento contráctil. Con esta modificación se representa el comportamiento activo del músculo y el pasivo de los tendones. En la Figura 2.3 muestra el esquema del modelo musculotendón.

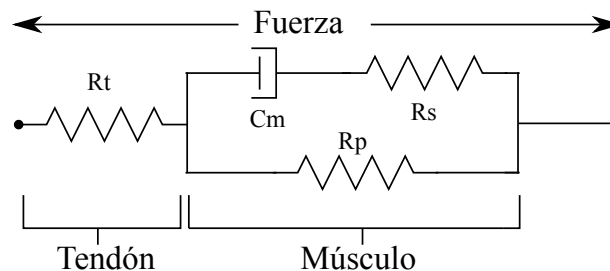


Figura 2.3: Representación mecánica del sistema muscular implementado en [4]

SIMULACIÓN

Para simular la dinámica del salto vertical, OpenSIM [11] es una plataforma de código abierto multipropósito. Puede usarse para emular procedimientos quirúrgicos y evaluar el efecto del mismo. También permite analizar torques y fuerzas del sistema muscular y óseo.

Para la simulación del tren inferior en OpenSIM se encuentran implementados dos modelos. Ambos consisten de 23 segmentos similar a [2, 10, 14–16], la diferencia es la cantidad de músculos implementados uno cuenta con 92 y el otro con 54. La Figura 2.4 muestra el modelo de 54 músculos y la Figura 2.5 el de 94.

Usando el modelo de 54 músculos se estableció la posición inicial para ejecutar un salto vertical. La Figura 2.6 muestra dicha posición.

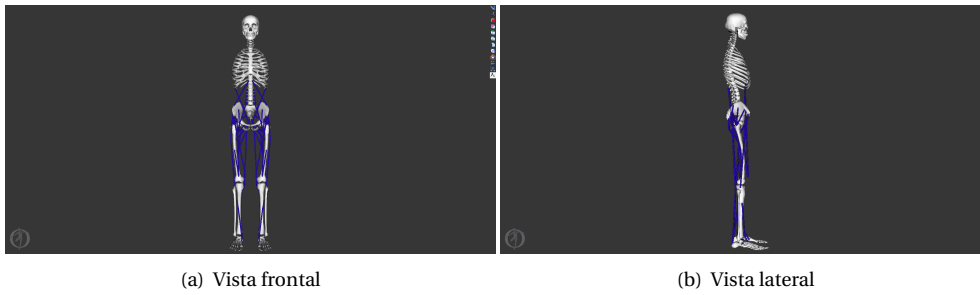


Figura 2.4: Modelo del tren inferior implementado en OpenSIM. Compuesto por 23 segmentos y 54 músculos.

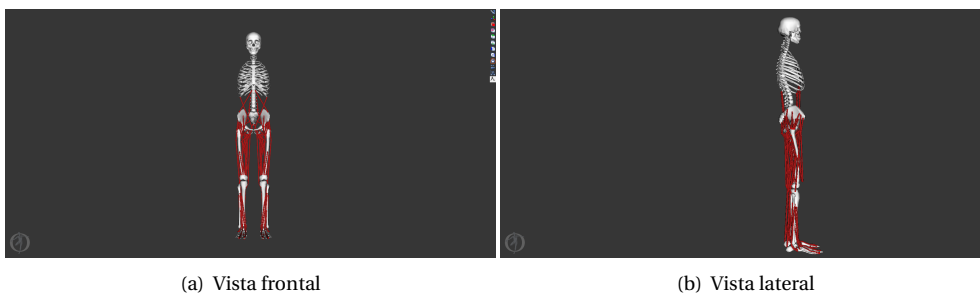


Figura 2.5: Modelo del tren inferior implementado en OpenSIM. Compuesto por 23 segmentos y 92 músculos.



Figura 2.6: Posición inicial para salto vertical

REFERENCIAS

- [1] Keith L Moore and Arthur F Dalley. *Anatomía con orientación clínica*. Ed. Médica Panamericana, 2009.
- [2] Marcus G Pandy. Computer Modeling and Simulation of Human Movement. *Kinesiology*, 3(1):245–273, 2001.
- [3] Maarten F Bobbert and Gerrit Jan van Ingen Schenau. Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 21(3):249–262, 1988.
- [4] Marcus G. Pandy, Felix E. Zajac, Eunsup Sim, and William S. Levine. An optimal control model for maximum-height human jumping. *Journal of Biomechanics*, 23(12):1185–1198, 1990.
- [5] Arthur J. van Soest, Arend L. Schwab, Maarten F. Bobbert, and Gerrit Jan van Ingen Schenau. The influence of the biarticularity of the gastrocnemius muscle on vertical-jumping achievement. *Journal of Biomechanics*, 26(1):1–8, 1993.
- [6] Maarten F Bobbert and A J Van Soest. Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. *Medicine and science in sports and exercise*, 26(8):1012–1020, 1994.
- [7] T. Spägle, A. Kistner, and A. Gollhofer. Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 32(5):521–530, 1999.
- [8] Jeremy D. Wong, Maarten F. Bobbert, Arthur J. Van Soest, Paul L. Gribble, and Dinant A. Kistemaker. Optimizing the distribution of leg muscles for vertical jumping. *PLoS ONE*, 11(2):1–15, 2016.
- [9] Charles E Clauser, John T McConville, and J W Young. Weight, Volume, and Center of Mass of Segments of the Human Body. *National Technical Information Service*, pages 1–112, 1969.
- [10] Scott L. Delp, J. Peter Loan, Melissa G. Hoy, Felix E. Zajac, Eric L. Topp, and Joseph M. Rosen. An Interactive Graphics-Based Model of the Lower Extremity to Study Orthopaedic Surgical Procedures, 1990.
- [11] Scott L Delp, Frank C Anderson, Allison S Arnold, Peter Loan, Ayman Habib, Chand T John, Eran Guendelman, and Darryl G Thelen. OpenSim: Open source to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 54(11):1940–1950, 2007.
- [12] L Gregoire, HE Veeger, PA Huijing, and GJ van Ingen Schenau. Role of mono-and biarticular muscles in explosive movements. *International journal of sports medicine*, 5(06):301–305, 1984.
- [13] Maarten F Bobbert and Gerrit Jan van Ingen Schenau. Coordination in vertical jumping. *Journal of biomechanics*, 21(3):249–262, 1988.
- [14] Marcus Anderson, Frank C., Pandy. Dynamic Optimization of Human Walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(October):381–390, 2001.
- [15] Allison S. Arnold, May Q. Liu, Michael H. Schwartz, Sylvia Öunpuu, and Scott L. Delp. The role of estimating muscle-tendon lengths and velocities of the hamstrings in the evaluation and treatment of crouch gait. *Gait and Posture*, 23(3):273–281, 2006.
- [16] Frank Clayton Anderson and Marcus G. Pandy. A Dynamic Optimization Solution for Vertical Jumping in Three Dimensions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2(3):201–231, 1999.

3

ADQUISICIÓN DE DATOS

Contenido

3.1 Sistema de Captura Óptico	18
3.1.1 Hardware	18
3.1.2 Calibración	19
3.1.3 Posición de marcadores	19
3.2 Unidades de Medición Inercial	19
3.2.1 Hardware	20
3.2.2 Comunicación	20
3.2.3 Posicionamiento de las IMU	21
3.3 Resultados	22
3.3.1 Optitrack	22
3.3.2 Sistema inercial	22
Referencias	26

INTRODUCCIÓN

La captura de movimiento es una técnica que inició alrededor de la década de los 70's usando fotogrametría para análisis biomecánico. Es usada en diversos campos como la educación, el entrenamiento deportivo, el cine y los videojuegos [1, 2]. Su objetivo principal es registrar los movimientos de un objeto, en este caso el cuerpo humano, para posterior análisis. En la captura de movimiento humano se requiere establecer la posición y orientación de cada uno de los segmentos del cuerpo [3–5]. El desarrollo tecnológico ha resultado en varios sistemas de medición de posición de segmentos corporales y ángulos entre ellos. Pueden agruparse en mecánicos, ópticos, magnéticos, acústicos e inerciales. Los sistemas de captura de movimiento inerciales, basados en acelerómetros, giroscopios, y magnetómetros tienen ventajas con respecto a otros sistemas en que pueden ser portables y pueden ser usados en entornos con condiciones no controladas.

En este capítulo se expone el hardware propuesto para la captura de movimiento basado en Unidades de Medición Inerciales para medir el desempeño en salto vertical. Para determinar la validez del método propuesto en esta tesis, las variables biomecánicas obtenidas en el Capítulo 4 se comparan con un sistema de captura óptico, que es considerado el *Gold Estándar* en este campo. El sistema óptico usado tiene una exactitud de 0.2 ± 0.1 mm. En la Sección 3.1 se menciona la configuración del sistema de captura óptico con el cual se compara el sistema inercial. En la Sección 3.2 se muestra el dispositivo desarrollado, describiendo el hardware usado y el tipo de comunicación. Y por último en la Sección 3.3 se muestran los datos resultantes de cada sistema después de registrar un salto vertical.

SISTEMA DE CAPTURA ÓPTICO

Los sistemas de captura de movimiento ópticos consisten en un conjunto de cámaras de alta velocidad que realizan una construcción tridimensional del entorno basados en la posición relativa las cámaras, obtenidas a partir de algoritmos de superposición de las imágenes. Las cámaras detectan marcadores ópticos reflexivos en el volumen de captura y determinan su posición mediante triangulación.

HARDWARE

Se usa un sistema de captura óptico fabricado por Optitrack TM, que consiste en 6 cámaras Flex 3 a 100 FPS. Las cámaras se conectan a dos OptiHub sincronizados y cada uno se conecta por USB a un computador. Se usa el software Motive Tracker de Optitrack. El espacio de captura configurado con estos equipos es de 2 m de diámetro por 2 m de alto, para un volumen de captura total 12.5 m^3 aproximadamente (Volumen suficiente para la captura del tren inferior humano). En la Figura 3.1 se muestra los dispositivos usados y en la Figura 3.2 un ejemplo del área de captura.

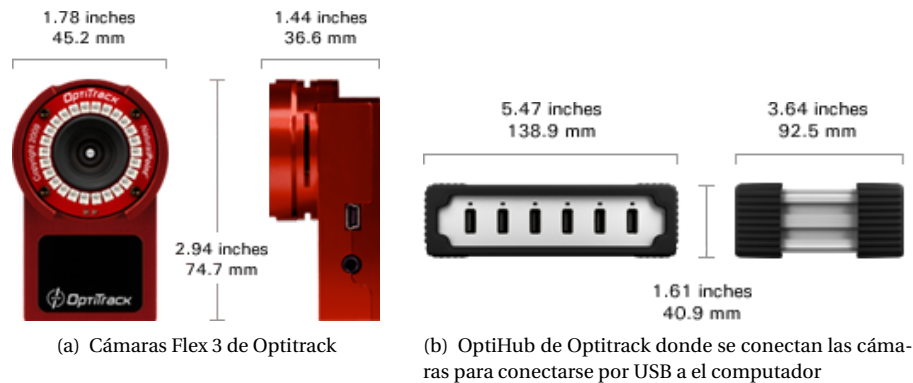


Figura 3.1: Equipo utilizado del sistema de captura óptico. Tomado de [6]

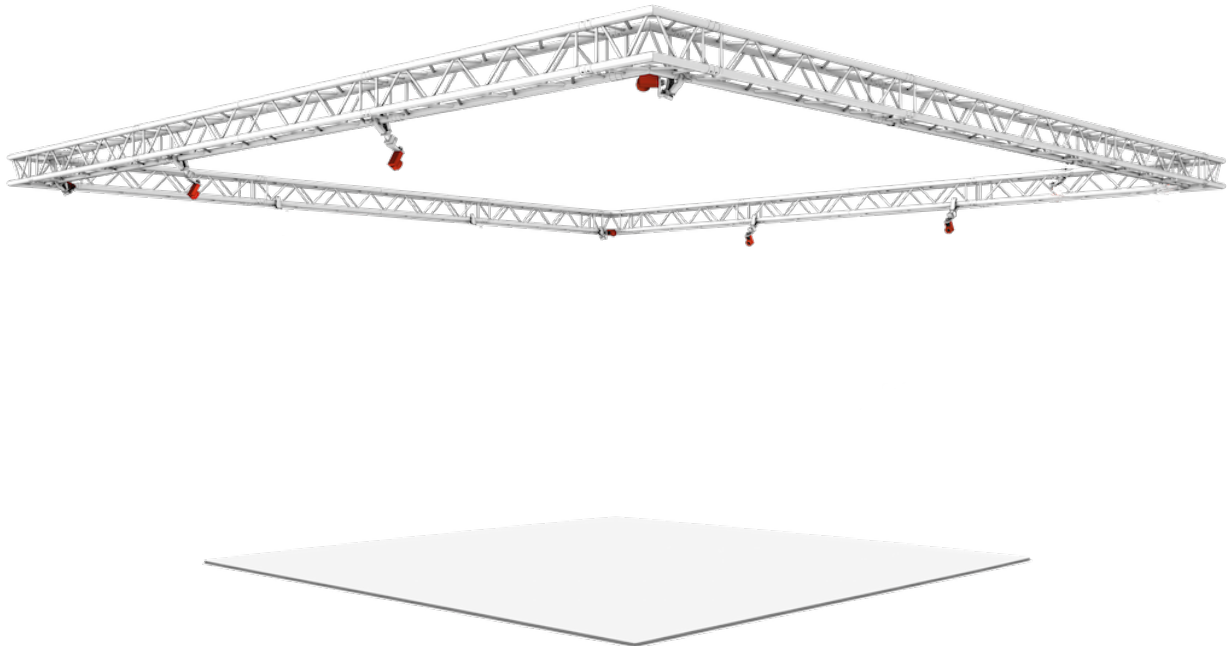


Figura 3.2: Ejemplo de volumen de captura de sistema óptico. Tomado de [6]

CALIBRACIÓN

El proceso de calibración consiste en dos etapas, en la primera etapa se calcula la posición relativa entre las cámaras y en la segunda se determina el plano de referencia del suelo. Para la primera etapa se usa la herramienta de calibración CW-250, que se muestra en la Figura 3.3, esta, tiene tres marcadores alineados a distancias diferentes y conocidas. La CW-250 se pone en el lugar de captura y se mueve tratando de cubrir el mayor volumen posible, por cada imagen que se obtiene de los marcadores, se establece una relación espacial con la distancia entre ellos, luego de tener una cantidad de muestras suficientes se puede tener una reconstrucción tridimensional, a mayor cantidad de muestras mayor precisión se tiene. En la segunda etapa se usa la herramienta CS-200 que se muestra en la Figura 3.3, la cual tiene tres marcadores en una disposición ortogonal formando un plano, este arreglo se convierte en el origen del volumen de captura y determina el plano del piso, para esto se ubica donde en el centro del volumen, y se toma un imagen simultanea entre de todas las cámaras, con la distribución espacial obtenida de la primera etapa se establece la posición de la CS-200 para determinar el origen del volumen de captura. Luego de ejecutar estas dos acciones se puede capturar los marcadores y establecer su posición con respecto al origen determinado en la etapa dos. Lo errores típicos de estimación están en 0.2 ± 0.1 mm.

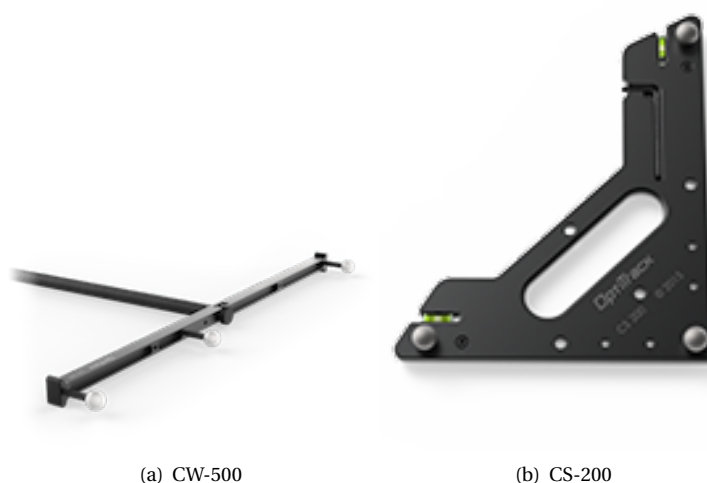


Figura 3.3: Herramientas de calibración de sistema de captura óptico. Tomado de [6]

POSICIÓN DE MARCADORES

Dado que el objetivo es obtener y comparar con el sistema inercial las medidas antropométricas y los ángulos entre las extremidades, los marcadores son localizados en los puntos de referencia anatómicos de las articulaciones. En los segmentos rígidos se localizan de forma asimétrica con respecto a las dos piernas, lo cual permite diferenciarlas. Así, se puede obtener además de la posición de los marcadores, los ángulos de las articulaciones. En la Figura 3.5 se puede apreciar la localización de los marcadores.

UNIDADES DE MEDICIÓN INERCIAL

Los acelerómetros y giroscopios son comúnmente conocidos como sensores inerciales. Una Unidad de Medición Inercial se compone fundamentalmente de la combinación de tres acelerómetros ortogonales y tres giroscopios ortogonales. Los acelerómetros alineados ortogonalmente permiten obtener el vector absoluto de aceleración del cuerpo al que este sujeto, con este dato se puede realizar una integración con respecto al tiempo y obtener el vector de velocidad, y luego una segunda integración y obtener la posición del cuerpo con relación a una referencia. Por otra parte, el arreglo de giroscopios que miden la rata de giro (grados por unidad de tiempo) en cada uno de los ejes, al realizar una integración con respecto al tiempo se puede obtener la orientación absoluta del cuerpo. De tal manera que, las IMU pueden dar información la posición y orientación de un cuerpo o sistema. Estos sensores pueden ir acompañados de otros como magnetómetros o GPS con el fin de obtener información redundante que mejore la precisión de los sistemas.

En los últimos años el desarrollo de los Sistemas Micro electromecánicos (MEMS) ha permitido que el tamaño de los sensores inerciales disminuya, y esto a su vez ha ayudado a que las IMUs puedan ser usadas en aplicaciones como la captura de movimiento humano. A continuación, se describe un dispositivo de captura de movimiento desarrollado a partir de IMUs para obtener la posición y orientación de los segmentos corporales durante saltos verticales. El dispositivo es portátil y no incomoda a la ejecución del ejercicio.

HARDWARE

El dispositivo de adquisición se diseña para ocupar poco espacio y ser de bajo peso y así poder localizarlo en el cuerpo sin generar molestias al ejecutar movimientos. Consiste en cuatro partes: un microcontrolador, una IMU MPU 9250, un módulo bluetooth y un circuito de carga con batería.

Microcontrolador Es un ARM Cortex-M4 a 72 MHz de 32 bits MK20DX256VLH7 de Freescale Semiconductor. Montado en una tarjeta de desarrollo Teensy 3.2.

MPU-9250 La IMU MPU9250 es una fusión de acelerómetro triaxial, giroscopio triaxial y magnetómetro triaxial para monitoreo de movimiento contenidos en un chip de $3\text{ mm} \times 3\text{ mm} \times 1\text{ mm}$ desarrollado por InvenSense [7]. Los sensores tienen rango de operación programable, el acelerómetro tiene escalas de operación de ± 2 , ± 4 , ± 8 y $\pm 16\text{ g}$, el giroscopio de ± 250 , ± 500 , ± 1000 y $\pm 2000\text{ }^\circ\text{s}^{-1}$, y el magnetómetro de $\pm 1200\text{ }\mu\text{T}$.

Bluetooth Se usa el módulo bluetooth-serial HC 05 de 2.4 GHz. La tasa de transferencia se configuró a 57 600 Bd.

Circuito de carga Para que cada IMU no deba estar conectada a una fuente de energía eléctrica externa, se equipa con una batería de iones de litio de 110mAh a 3.7V. Además de un circuito que se encarga de cargar la batería alimentándose con 5V de una conexión USB y alimentar la plataforma de desarrollo que distribuye la energía a los demás módulos.

Las dimensiones del dispositivo ensamblado son 4 cm de alto, 2.5 cm de ancho y 4.4 cm de largo. La Figura 3.4 muestra el dispositivo de adquisición completo y las partes descritas arriba.

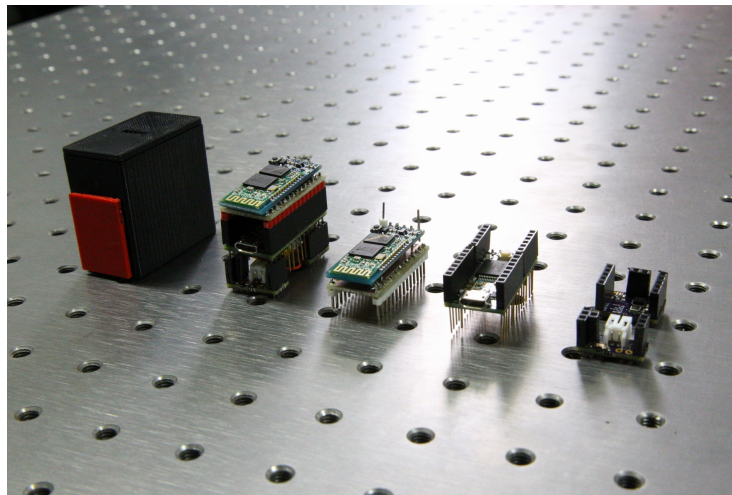


Figura 3.4: Dispositivo de adquisición de datos de IMUs. De izquierda a derecha: Dispositivo completo, dispositivo sin caja, módulo bluetooth, Microcontrolador, MPU-9250 y circuito de carga.

COMUNICACIÓN

Cada IMU tiene un módulo bluetooth para la comunicación, y se conectan con un receptor en un computador. Los datos son adquiridos en simultánea de las 7 IMUs y se guardan en archivos de texto. Por cada muestra se envían 10 datos, aceleración en X, Y y Z, velocidad de giro en X, Y y Z, campo magnético en X, Y y Z, y por último el tiempo del microcontrolador en el cual se muestrea. Los datos de los sensores son flotantes de 32 bits.

Para disminuir la cantidad de caracteres enviados cada valor se convierte en hexadecimal usando el estándar IEEE 754, así, se tienen 72 caracteres para los sensores y 4 para el tiempo del muestreo que es un entero de 16 bits. Una trama enviada por una IMU en cada muestra es de esta forma:

3F1CEA16BFACD9DCC11670AD3C3BA0313C8FFDEA3B945AF1C20A9F8D4259EFAE4254CBD251FC

En la Tabla 3.1 se muestra una descripción esta trama.

Medición		Hexadecimal	Decimal	Unidades
Acelerómetro	Eje X	3F1CEA16	0.61294686794281005859375	ms^{-2}
	Eje Y	BFACD9DC	-1.350398540496826171875	
	Eje Z	C11670AD	-9.40250873565673828125	
Giroscopio	Eje X	3C3BA031	0.011451766826212406158447265625	$^{\circ}\text{s}^{-1}$
	Eje Y	3C8FFDEA	0.0175771303474903106689453125	
	Eje Z	3B945AF1	0.0045274426229298114776611328125	
Magnetómetro	Eje X	C20A9F8D	-34.655811309814453125	μT
	Eje Y	4259EFAE	54.48406219482421875	
	Eje Z	4254CBD2	53.19904327392578125	
Tiempo		51FC	20988	μs

Tabla 3.1: Descripción de la trama enviada por comunicación Bluetooth Serial por cada muestra de cada IMU

De esta manera, dado que la comunicación es Bluetooth Serial el tamaño de cada muestra es de 8×72 bits (576 bits), teniendo una precisión de punto flotante de 16 bits. Cada IMU envía datos al receptor con una velocidad de 57600 baudios. Los sensores son muestreados por un bus de Circuito Interintegrado (*I²C por las siglas de Inter-Integrated Circuit*) a una frecuencia de 1 kHz y luego de la transmisión los datos son leídos a 75 Hz, tasa cercana al muestreo tradicional para movimiento humanos [5, 8, 9].

POSICIONAMIENTO DE LAS IMU

Para capturar el movimiento a partir de sensores inerciales se trata cada segmento del cuerpo -en este caso el tren inferior- como un elemento rígido independiente, por tanto, una IMU debe ser sujeta a cada segmento. Para evitar molestias al ejecutar el ejercicio, se localizan en la parte externa de cada pierna, y en la parte posterior de la cintura. La localización es arbitraria ya que con el método desarrollado no depende de una ubicación específica, dado que esta se estima a partir de los datos iniciales de los acelerómetros y magnetómetros. En la Figura 3.5 se muestran las IMUs localizadas para medir un salto vertical.

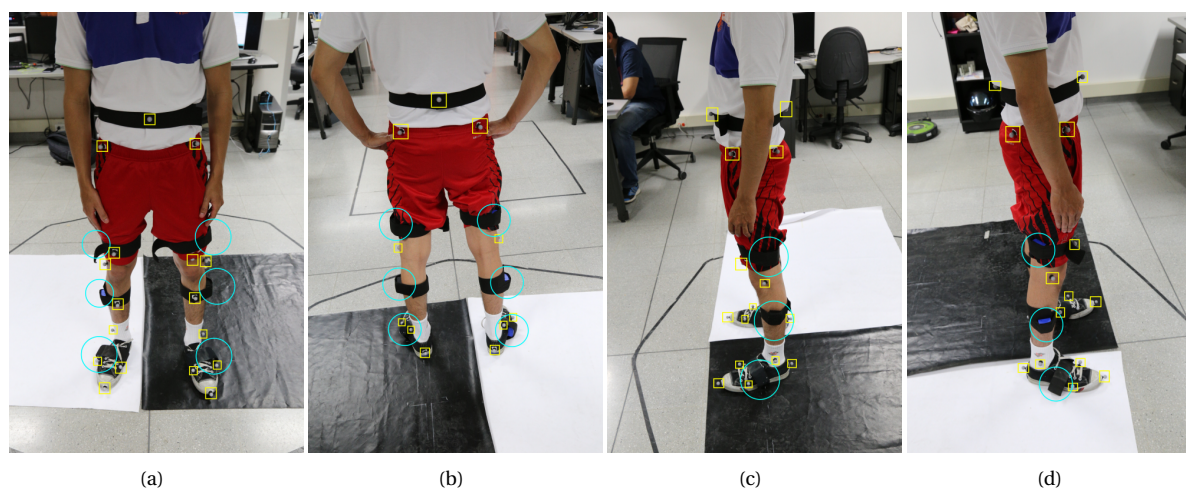


Figura 3.5: Configuración para medir un salto vertical usando IMUs. En círculos cían se localizan las IMUs. En cuadros amarillos se ubican los marcadores ópticos reflexivos.

RESULTADOS

En esta sección se exponen los resultados obtenidos al registrar un SJ con el sistema inercial y el sistema óptico. Para los datos del sistema óptico, se hace realiza una esqueletización con los marcadores. Los datos del sistema inercial son crudos, no se realiza ningún procesamiento, se muestran como los entregan los sensores.

OPTITRACK

Después de ejecutar el procedimiento de calibración de las cámaras en el Software Motive Tracker de Optitrack el programa tiene la ubicación espacial de cada cámara y con esto puede reconstruir un volumen en el espacio de captura. Así, se puede obtener la posición de los marcadores que están siendo capturados. Luego de grabar un salto, el software exporta la posición de cada marcador que haya sido detectado en el espacio de captura. Para construir la esqueletización del sujeto se usan los marcadores localizados en las articulaciones o puntos biométricos, conectándolos entre sí y formando los eslabones. La Figura 3.6 muestra la esqueletización creada a partir del Optitrack en diferentes momentos del salto. A partir de segmentos se calculan los ángulos en las articulaciones usando geometría.

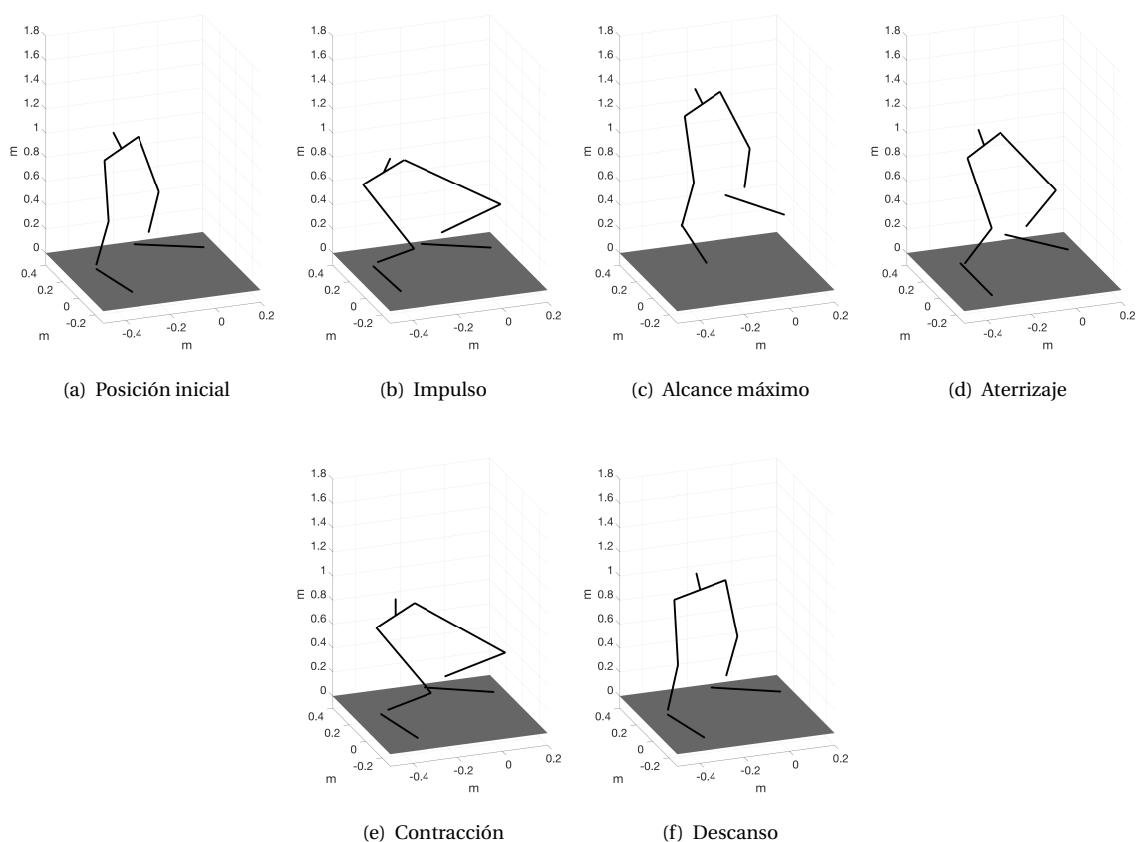


Figura 3.6: Resultado de sistema de captura óptico, esqueletización a partir de los marcadores en posiciones anatómicas

SISTEMA INERCIAL

Por cada salto registrado se tienen 7 archivos de texto, uno por cada IMU, que contienen los datos de los sensores en hexadecimal, se aplica la conversión con el estándar IEEE 754 de punto flotante se obtienen las señales correspondientes a los acelerómetros, giroscopios y magnetómetros. En la Figura 3.7 se muestra las señales de los acelerómetros durante un salto vertical en la localización mostrada en la Subsección 3.2.3, igualmente la Figura 3.8 muestra los datos de los giroscopios y la Figura 3.9 los datos de los magnetómetros.

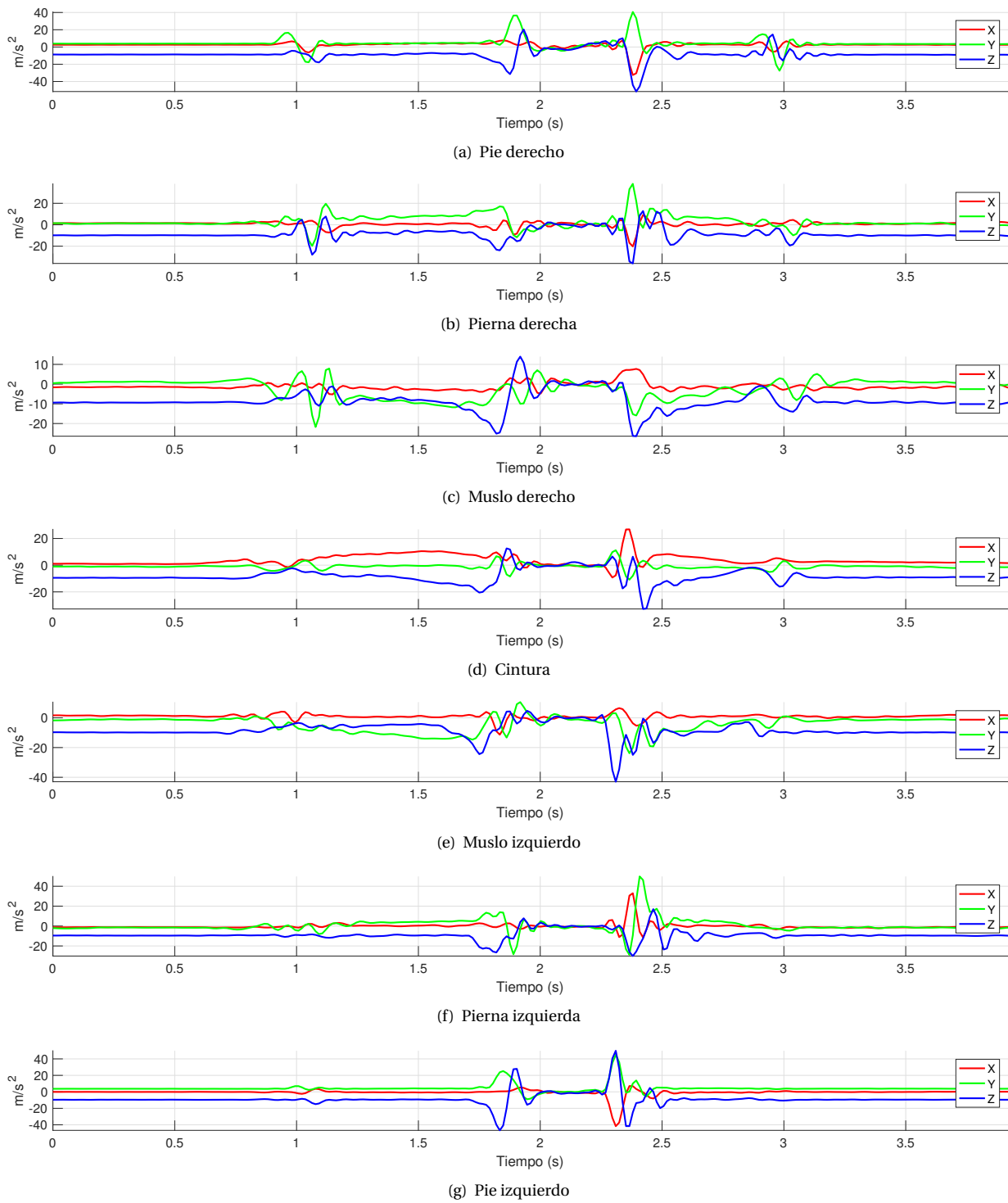


Figura 3.7: Señales de los acelerómetros

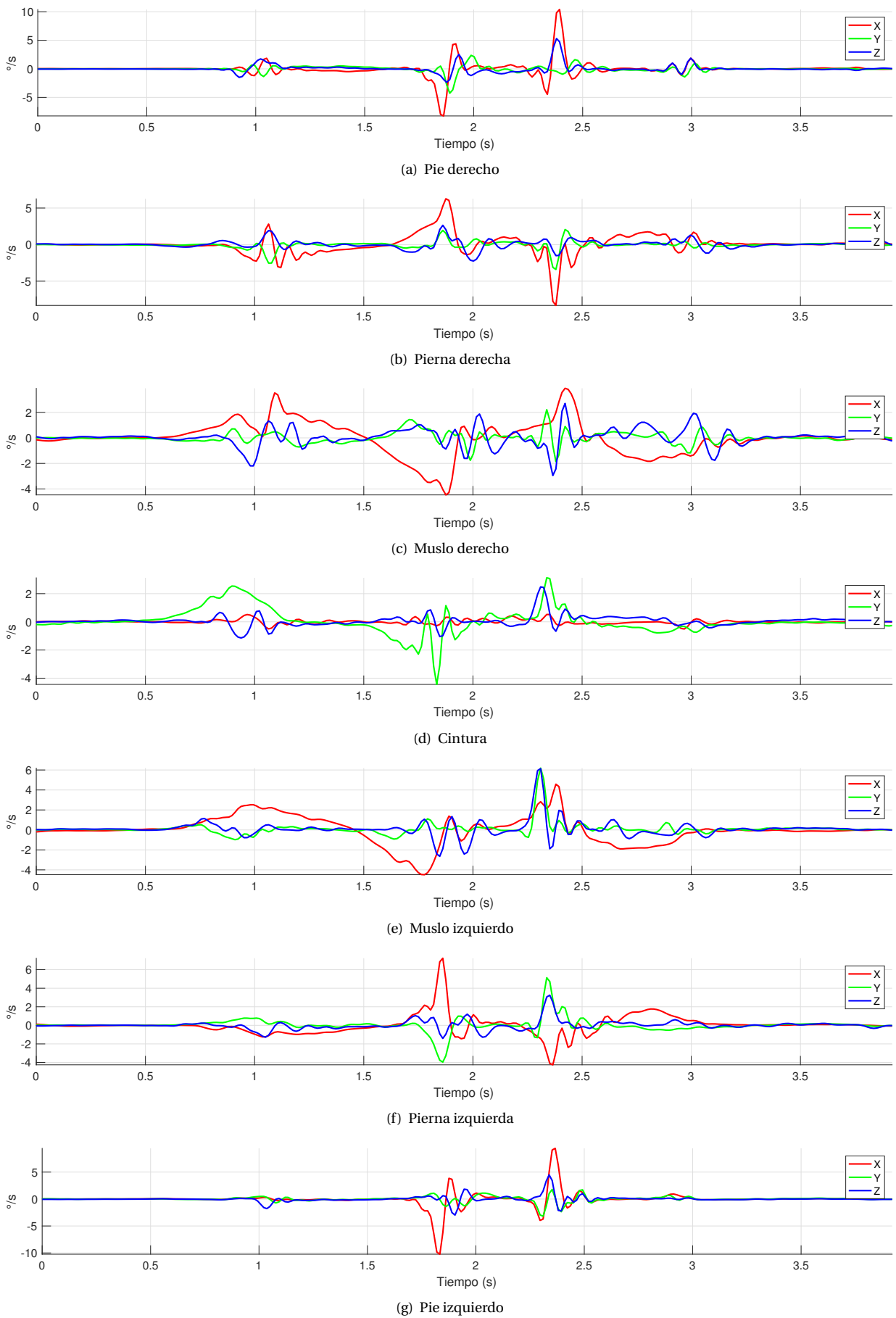
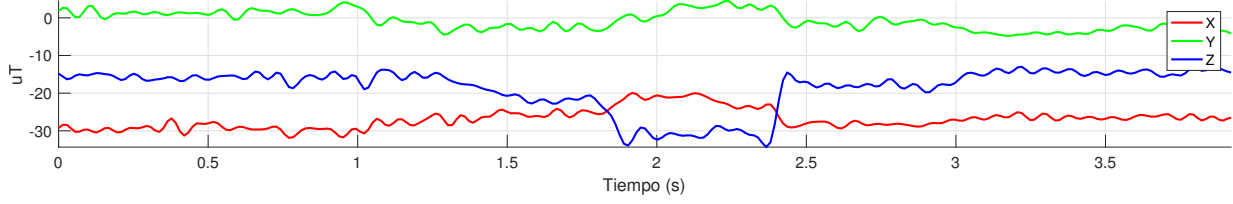
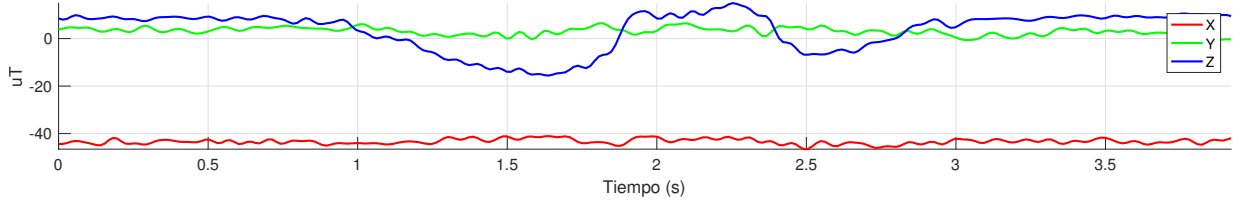


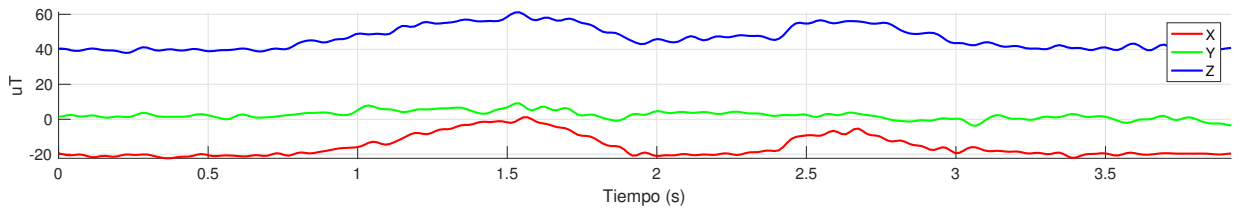
Figura 3.8: Señales de los giroscopios



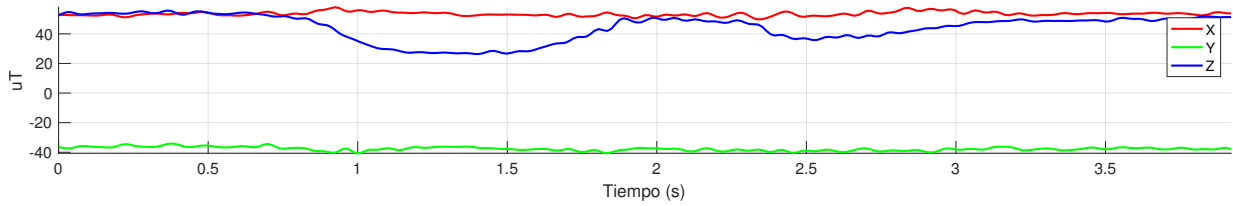
(a) Pie derecho



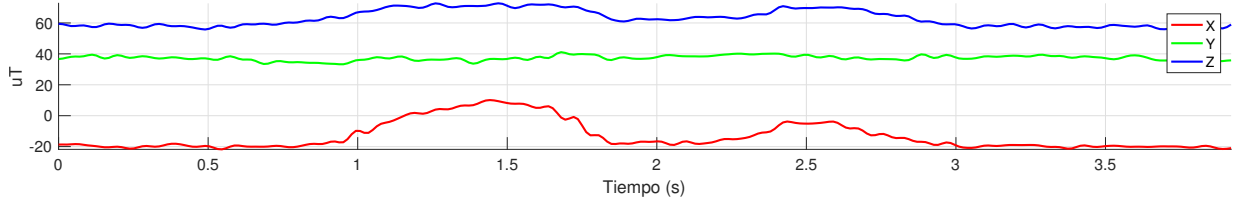
(b) Pierna derecha



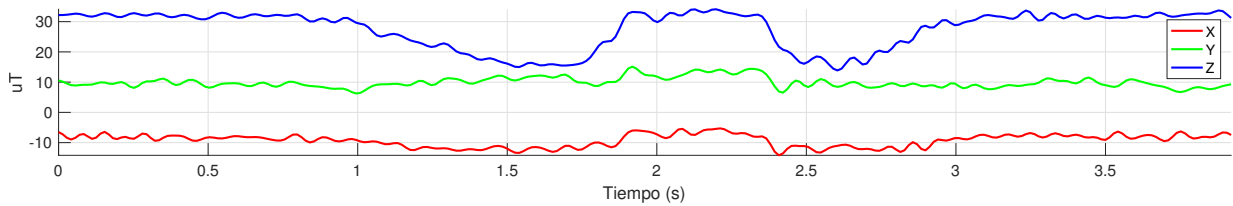
(c) Muslo derecho



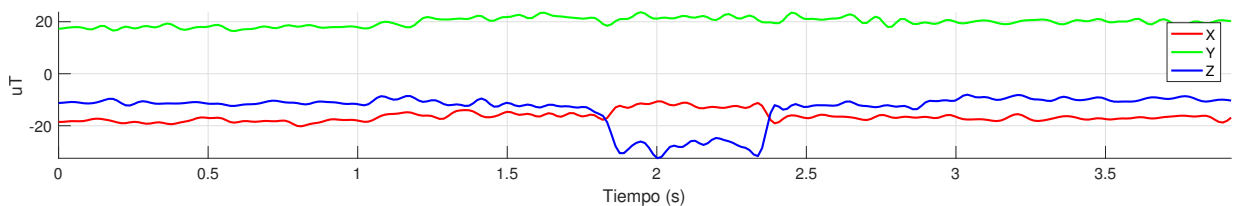
(d) Cintura



(e) Muslo izquierdo



(f) Pierna izquierda



(g) Pie izquierdo

Figura 3.9: Señales de los magnetómetros

REFERENCIAS

- [1] Enrica Papi, Denise Osei-Kuffour, Yen-Ming A Chen, and Alison H McGregor. Use of wearable technology for performance assessment: A validation study. *Medical engineering & physics*, 37(7):698–704, 2015.
- [2] Mohamed Boutaayamou, Cédric Schwartz, Julien Stamatakis, Vincent Denoël, Didier Maquet, Bénédicte Forthomme, Jean-Louis Croisier, Benoît Macq, Jacques G. Verly, Gaëtan Garraux, and Olivier Brûls. Development and validation of an accelerometer-based method for quantifying gait events. *Medical Engineering & Physics*, 37(2):226–232, 2015.
- [3] Pietro Picerno, Valentina Camomilla, and Laura Capranica. Countermovement jump performance assessment using a wearable 3D inertial measurement unit. *Journal of sports sciences*, 29(2):139–146, 2011.
- [4] Vishesh Vikas and Carl D. Crane. Joint Angle Measurement Using Strategically Placed Accelerometers and Gyroscope. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 8(2):021003, 2015.
- [5] Rick A. Hyde, Laurence P. Ketteringham, Simon A. Neild, and Rosie J S Jones. Estimation of upper-limb orientation based on accelerometer and gyroscope measurements. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(2):746–754, 2008.
- [6] Optitrack. Optitrack. <http://www.optitrack.com/>, 2017.
- [7] InvenSense Inc. *MPU-9150 Specification Product*, 2013. Rev. 4.3.
- [8] Mohamed Ali Hadj Taieb, Mohamed Ben Aouicha, and Yosra Bourouis. Motion Capture System for Jump Analysis. *Lecture Notes in Artificial Intelligence (Subseries of Lecture Notes in Computer Science)*, 9121:515–529, 2015.
- [9] Jun-Tian Zhang, Alison C Novak, Brenda Brouwer, and Qingguo Li. Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiological Measurement*, 34(8):N63–N69, 2013.

4

PROCESAMIENTO DE DATOS

Contenido

4.1 Procesamiento	28
4.1.1 Ángulos de las articulaciones	28
4.1.2 Posición del COM	29
4.2 Resultados	30
4.2.1 Ángulos de articulaciones	31
4.2.2 Posición y velocidad del COM	32
4.2.3 Comparación de sistemas	35
Referencias	36

INTRODUCCIÓN

En este capítulo se propone un método para determinar las variables biomecánicas a partir de los datos obtenidos de las Unidades de Medición Inercial localizadas en el tren inferior. Se presenta el procedimiento matemático basado en cuaternios para determinar los ángulos de las articulaciones durante un salto vertical, también se presenta el método para estimar la posición del centro de masa corporal para evaluar el rendimiento en el salto. Este capítulo está compuesto por dos secciones, en la Sección 4.1 se muestra el método propuesto y en la Sección 4.2 se muestran los resultados obtenidos después de aplicar el método propuesto.

PROCESAMIENTO

Después de definir el hardware necesario para realizar la captura de movimiento y la localización de los dispositivos en el tren inferior, se propone un procedimiento matemático para determinar las variables biomecánicas necesarias para evaluar el rendimiento deportivo a partir del salto vertical. El tiempo de vuelo y la altura máxima alcanzada son las más relevantes para determinar el desempeño deportivo [1, 2], sin embargo otras medidas como los ángulos de las articulaciones deben ser medidas para realizar estudios de dinámica como se muestra en el Capítulo 2. El método propuesto para medir el salto vertical con el sistema inercial desarrollado se compone de dos etapas. La primera etapa consiste en calcular la orientación de cada IMU usando operaciones basadas en cuaternios, y con esta información determinar los ángulos de las articulaciones. La segunda etapa es determinar la velocidad y la posición del COM.

ÁNGULOS DE LAS ARTICULACIONES

La orientación de un cuerpo rígido en un espacio tridimensional puede expresarse con diferentes arreglos matemáticos, como ángulos de Euler, matrices de rotación o cuaternios unitarios [3]. Cada representación tiene ventajas y desventajas, y aplicaciones adecuadas para su uso. Sin embargo, los cuaternios unitarios son una alternativa con buen desempeño en computación y no presentan el fenómeno conocido como "Gymball lock" que presentan los ángulos de Euler [4].

Los cuaternios fueron desarrollados inicialmente por William Rowan Hamilton en el siglo XIX como una extensión de los números complejos, de cuales adoptan gran parte de la aritmética.

Un cuaternio $\mathbf{q} \in \mathbb{H}$ se representa en forma general como:

$$\mathbf{q} = a + b\hat{i} + c\hat{j} + d\hat{k} \quad (4.1)$$

O de forma vectorial así:

$$\mathbf{q} = [a \quad b \quad c \quad d] \quad (4.2)$$

Donde a, b, c, d son números reales e $\hat{i}, \hat{j}, \hat{k}$ son las unidades elementales de los cuaternios. Y tienen equivalencia así:

$$\hat{i}^2 = \hat{j}^2 = \hat{k}^2 = \hat{i}\hat{j}\hat{k} = -1 \quad (4.3)$$

La magnitud de un cuaternio está dada por:

$$\|\mathbf{q}\| = \sqrt{a^2 + b^2 + c^2 + d^2} \quad (4.4)$$

Entonces, un cuaternio unitario viene dado por:

$$\mathbf{q}_u = \frac{\mathbf{q}}{\|\mathbf{q}\|} \quad (4.5)$$

Una representación alternativa de un cuaternio unitario es:

$$\mathbf{q}_r = [\cos \theta \quad \vec{v}^T \sin \theta] = [\cos \theta \quad v_{\hat{i}} \sin \theta \quad v_{\hat{j}} \sin \theta \quad v_{\hat{k}} \sin \theta] \quad (4.6)$$

Si \vec{v} es un vector unitario tridimensional, entonces:

$$\|\mathbf{q}_r\| = \sqrt{\cos^2 \theta + \sin^2 \theta |\vec{v}|^2} = 1 \quad (4.7)$$

La Ecuación 4.6 es útil para representar la orientación de un cuerpo rígido. Aplicando la Ecuación 4.8 se puede rotar en θ grados a \vec{p} alrededor de \vec{v} mediante la expresión:

$$\vec{p}_r = \mathbf{q}_r \vec{p} \bar{\mathbf{q}}_r \quad (4.8)$$

Donde \bar{q} es el cuaternio conjugado.

La velocidad de giro obtenida de los giroscopios es usada para determinar la orientación del segmento corporal al que la IMU está sujeta. Un vector tridimensional de velocidad de rotación ω es obtenido de los giroscopios, para obtener la rotación absoluta se multiplica la magnitud de ω por el tiempo de muestreo, así:

$$\phi = \|\omega\| \Delta t \quad (4.9)$$

El vector unitario de rotación está dado por:

$$r = \frac{\omega}{\|\omega\|} \quad (4.10)$$

Con las Ecuaciones 4.9 y 4.10 se puede construir el cuaternión unitario de la Ecuación 4.6, así:

$$\mathbf{q} = [\cos(\|\omega\|\Delta t) \quad \frac{\omega}{\|\omega\|} \sin(\|\omega\|\Delta t)] \quad (4.11)$$

Con cuaternión obtenido en la Ecuación 4.11 se rotan los segmentos corporales aplicando la Ecuación 4.8, como se muestra en la Figura 4.1.

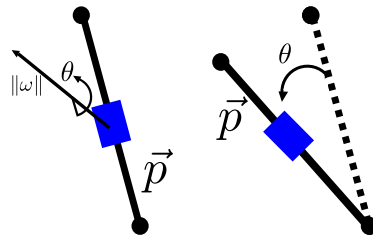


Figura 4.1: Ilustración de la Ecuación 4.8.

ORIENTACIÓN INICIAL

La orientación inicial está dada por el vector de gravedad medido por los acelerómetros, es decir, usados como inclinómetros durante la posición inicial del salto. Esto proporciona la rotación de la IMU con respecto al vector de aceleración debido al efecto gravitatorio, perpendicular al plano del suelo. Además, con los magnetómetros se mide el campo magnético de la tierra, este vector, aunque no es perpendicular al vector de aceleración gravitatoria, el producto vectorial (Producto Cruz) da una sistema pseudo-ortogonal que permite determinar la posición relativa de los segmentos, y así calcular el ángulo inicial entre ellos.

CÁLCULO DE ÁNGULOS

Cada segmento al que está atado una IMU tiene un vector unitario el cual expresa su orientación con respecto a el marco de referencia global. Entonces, el ángulo entre dos segmentos que estén conectados mediante una articulación estará definido por el ángulo entre sus vectores directores. Una forma de determinar el ángulo entre dos vectores es usando el producto punto. Este se define como:

$$\vec{a} \cdot \vec{b} = \|a\| \|b\| \cos \theta \quad (4.12)$$

Despejando θ tenemos:

$$\theta = \cos^{-1} \left(\frac{\|a\| \|b\|}{\vec{a} \cdot \vec{b}} \right) \quad (4.13)$$

Con la Ecuación 4.13 se tiene el ángulo entre los dos segmentos en el plano que forman entre ellos.

POSICIÓN DEL COM

Para los sistemas inerciales, estimar la posición de los objetos a los que está sujetos es un problema vigente de investigación. Esto se debe en gran parte al ruido que contienen en las medidas de los acelerómetros, y las integraciones numéricas que se deben realizar. Estas integraciones añaden sesgo a los resultados si la señal procesada no tiene un área bajo la curva cercana a cero, lo cual es difícil de asegurar en movimientos humanos. Para disminuir la probabilidad de errores se debe usar la menor cantidad de acelerómetros posible, en este caso, se propone usar solo el de la IMU localizada cerca del centro de masa del cuerpo en la vértebra L5 (IMU L5) y con esta determinar el desplazamiento general del cuerpo y así la posición de las piernas será relativa al tronco del cuerpo. Esta aproximación es similar a un manipulador industrial, siendo la base del robot la IMU localizada en la cintura.

Para calcular la velocidad y posición de la IMU L5 la aceleración gravitacional es removida de la medida del acelerómetro dependiendo de la rotación de la IMU, rotación que se describe en la Subsección 4.1.1, la Figura

4.2 muestra la rotación de la IMU L5 durante un salto. Con esta operación se obtiene la aceleración generada por el desplazamiento de la IMU. Con la integración numérica de la aceleración tridimensional se obtiene la velocidad tridimensional. Esta operación añade sesgo debido a que el área bajo la curva de este movimiento no es cero o cercana. Sin embargo, la velocidad al comienzo y al final del movimiento es cero, con esta afirmación, el sesgo de la operación puede ser determinado. Se establece un umbral de movimiento (MT *por las siglas de Movement Threshold*) en la señal de magnitud de aceleración para obtener la duración del movimiento. Un Pulso Rectangular Unitario de Movimiento es obtenido (SRPM *por las siglas de Single Rectangular Pulse of Movement*), donde la SRPM activa indica la duración de movimiento. En la SRPM activa se aplica una integración numérica a las señales de aceleración usando a regla del trapecioide, ya que este produce menor error [5]. En la SRPM inactiva el resultado de la integral es forzado a cero. Esta operación se muestra en la Ecuación 4.14.

$$\vec{v}_t = \begin{cases} \vec{v}_{t-1} + \left(\frac{\vec{a}_t + \vec{a}_{t-1}}{2}\right)\Delta t & \text{si } \|\vec{a}_t\| > \text{MT} \\ 0 & \text{si } \|\vec{a}_t\| < \text{MT} \end{cases} \quad (4.14)$$

Donde \vec{v}_t es la velocidad resultante, y \vec{a}_t es el vector de aceleración.

En el flanco de bajada de la SRPM, la velocidad resultante debe de ser cero, entonces el sesgo será el valor de la integral en ese instante. El sesgo de la velocidad de cada muestra es calculado usando la Ecuación 4.15.

$$\begin{aligned} \vec{s}_k &= k \left(\frac{\vec{v}(n)}{n} \right) \\ k &= 1, 2, 3, 4, \dots, n \end{aligned} \quad (4.15)$$

Donde n la cantidad de muestras dentro de cada intervalo de movimiento, k es la muestra actual. Por último \vec{s}_k es restado a \vec{v}_t (Ecuación 4.16).

$$\vec{v}_t = \vec{v}_t - \vec{s} \quad (4.16)$$

En la Ecuación 4.15, en el instante $k = n$ se tiene que \vec{s} es igual al último dato del segmento movimiento, y cuando se aplica la Ecuación 4.16 el resultado en \vec{v}_n es cero, y así se asegura que se cumpla la premisa inicial, que la velocidad inicial y final sean igual cero.

En el cálculo de posición, la afirmación de anterior no se puede realizar, es decir, la posición final no es cero porque el COM no retorna a la posición inicial, por esta razón solo se aplica la regla del trapecioide.

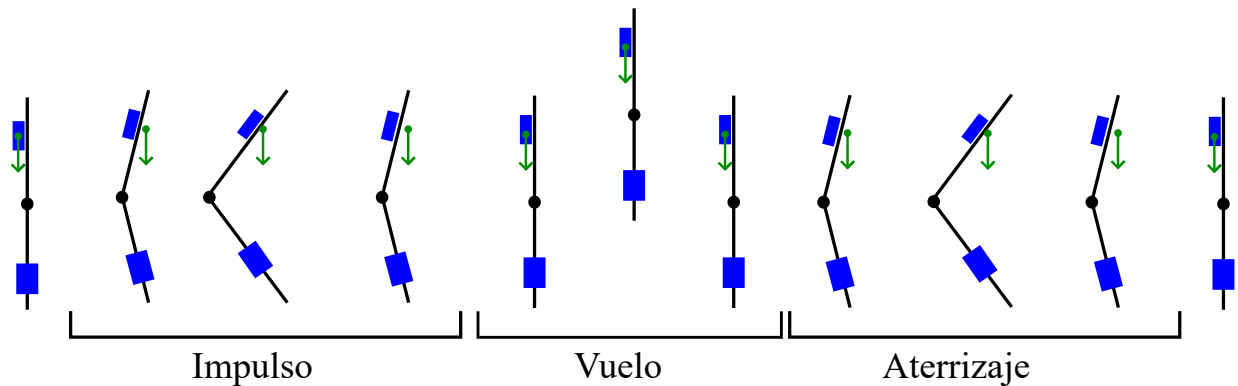


Figura 4.2: Ilustración de la rotación de la IMU L5 durante el salto

RESULTADOS

El procedimiento matemático propuesto, procesa los datos de las IMU para obtener las variables biomecánicas del salto vertical. Se obtienen los ángulos de las articulaciones y la velocidad y posición del COM. Estas medidas son comparadas con el sistema de captura óptico para determinar la validez del sistema propuesto. La comparación de los ángulos de las articulaciones se muestra en la Subsección 4.2.1. Los resultados de cada

etapa del cálculo de la posición y velocidad del COM y la comparación con el sistema óptico se muestran en Subsección 4.2.2. En la Subsección 4.2.3 se muestran datos numéricos de la comparación de las señales de ambos sistemas.

ÁNGULOS DE ARTICULACIONES

Los resultados del cálculo de los ángulos entre los segmentos del tren inferior desarrollado en la Sección 4.1.1 se muestran a continuación, se compara los resultados obtenidos con las IMU y lo entregados por el sistema de captura óptica. La Figuras 4.3, 4.4, 4.5 muestran los ángulo de flexión/extensión de las rodillas, tobillos y cadera respectivamente.

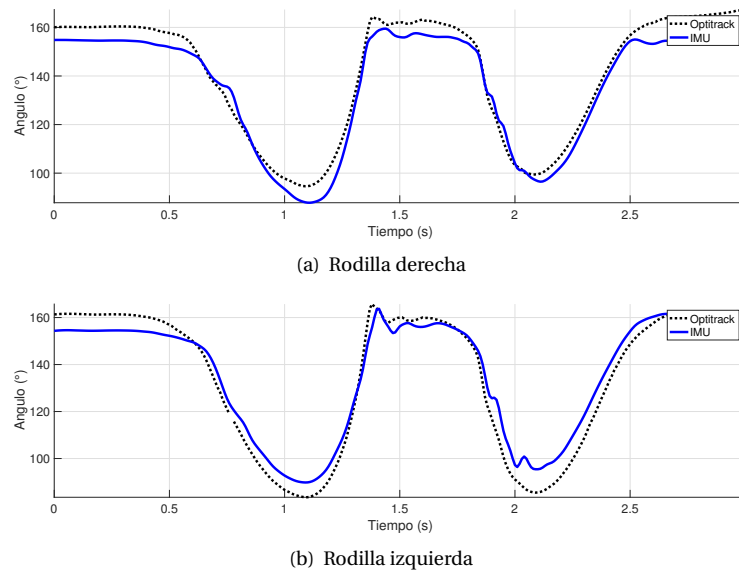


Figura 4.3: Ángulo de las rodillas durante un salto vertical. Las gráficas muestran la comparación entre Optitrack y las IMUs

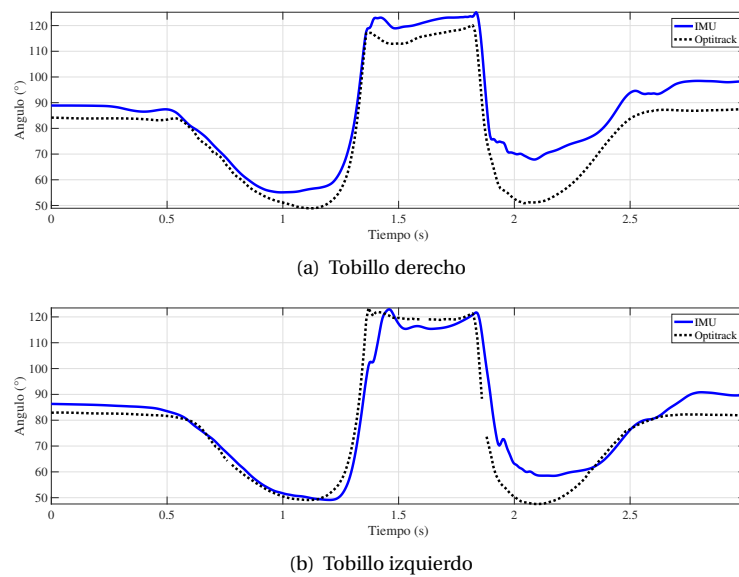


Figura 4.4: Ángulo de los tobillos durante un salto vertical. Las gráficas muestran la comparación entre Optitrack y las IMUs

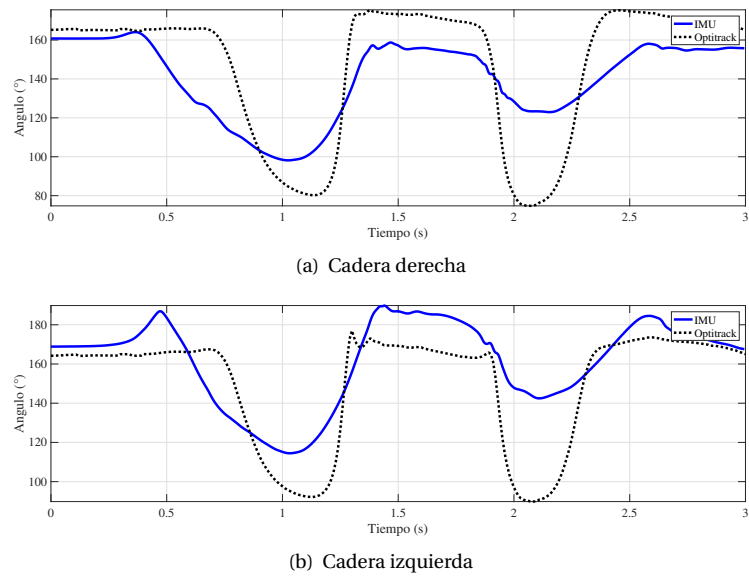


Figura 4.5: Ángulo de la articulación de la cadera durante un salto vertical. Las gráficas muestran la comparación entre Optitrack y las IMUs

POSICIÓN Y VELOCIDAD DEL COM

La señal típica de un salto vertical medido con un acelerómetro localizado en la cintura se muestra en la Figura 4.6. Luego de remover la aceleración gravitatoria usando la rotación de la IMU la señal resultante se muestra en al Figura 4.7.

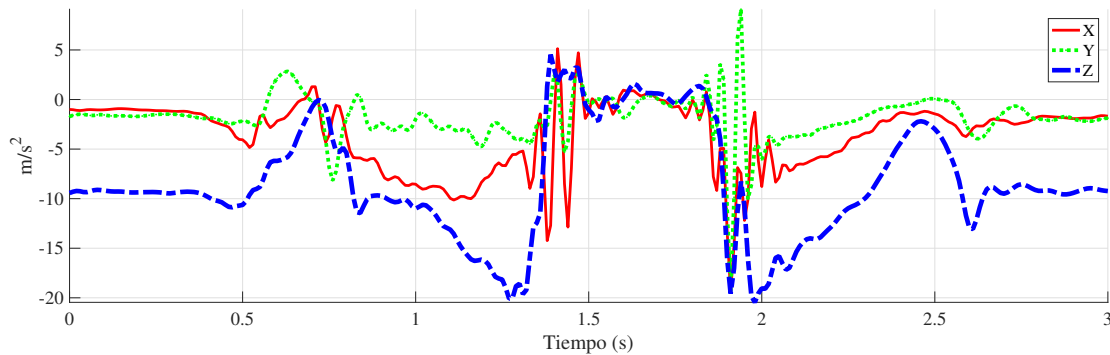


Figura 4.6: Aceleración del centro de masa durante un salto vertical

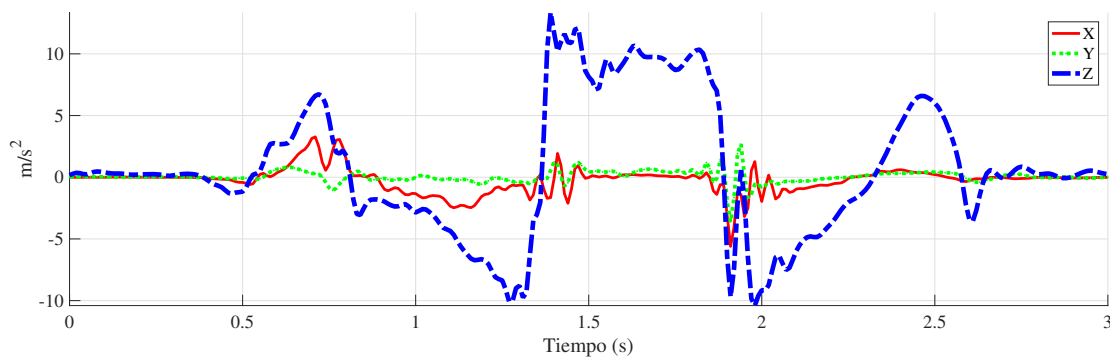


Figura 4.7: Aceleración del centro de masa durante un salto vertical después de eliminar la aceleración debida a la gravedad

Para obtener los instantes de movimiento se calcula la magnitud de la señal para aplicar el operador umbral, en la Figura 4.8 se muestra la magnitud de la señal, luego una señal binaria que corresponde a fase estacionaria, uno cuando no hay movimiento y cero en caso contrario.

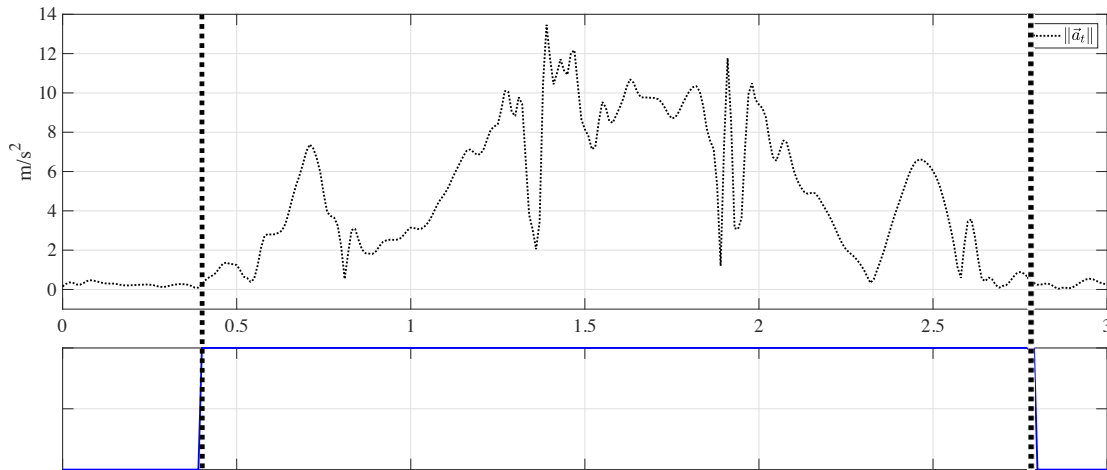


Figura 4.8: Magnitud de la aceleración absoluta del centro de masa y señal estacionaria que indica instantes de movimiento.

Luego de aplicar la Ecuación 4.14 a las señales de la Figura 4.7 se obtienen las señales de la Figura 4.9.

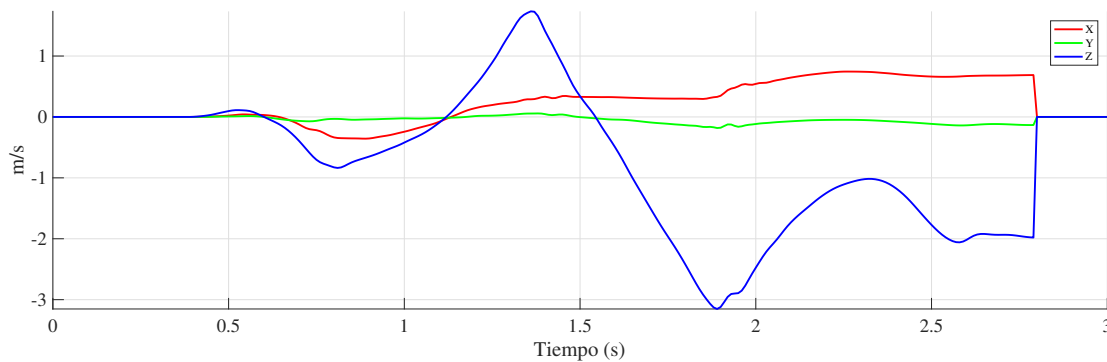


Figura 4.9: Velocidad absoluta del centro de masa obtenida de la integración numérica de la aceleración

Aplicando la corrección de sesgo al resultado de la integración tenemos las señales de la Figura 4.10.

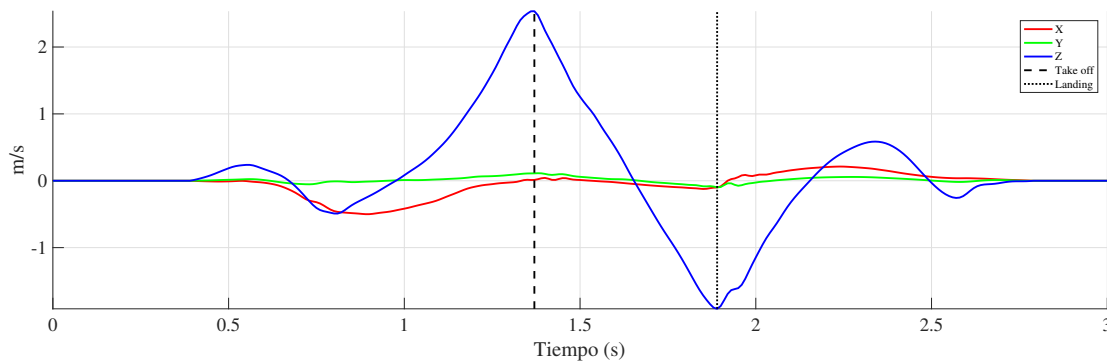


Figura 4.10: Velocidad absoluta del centro de masa obtenida de la integración numérica de la aceleración después de la corrección de sesgo

Por último se aplica de nuevo la Ecuación 4.14 y la corrección de sesgo para obtener las señales de posición del Centro de masa que se muestran en la Figura 4.11.

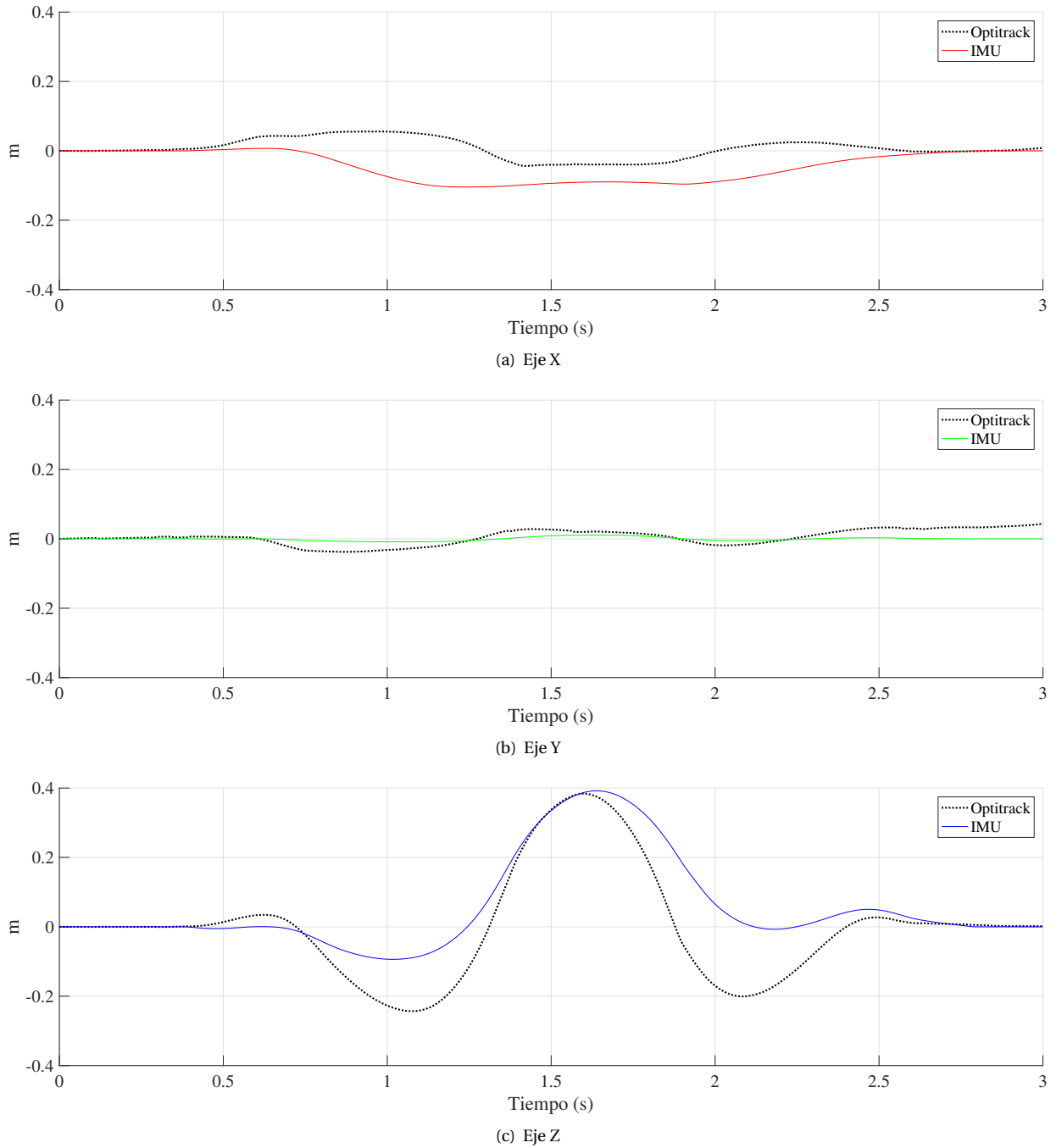


Figura 4.11: Posición del centro de masa resultante de ambos sistemas.

COMPARACIÓN DE SISTEMAS

Para determinar la validez del método propuesto se compara con el sistema óptico las variables fundamentales en el salto vertical como altura máxima, y los ángulos de flexión/extensión de las rodillas, tobillos y cadera. La Tabla 4.1 muestra la comparación de ambos sistemas en el cálculo de las variables biomecánicas del salto. La Tabla 4.2 muestra el porcentaje de error relativo en la estimación de la altura máxima alcanzada en un salto.

Medida	r	Optitrack		IMU		Unidades	
		Media	DE	Media	DE		
Tobillos	Derecho	0.9893	79.2219	21.1133	83.0936	13.7511	°
	Izquierdo	0.9729	77.6478	22.6162	95.8632	12.5496	°
Rodilla	Derecho	0.9918	141.0198	25.0205	136.4205	23.7571	°
	Izquierdo	0.9991	134.9991	29.4899	136.8521	24.9985	°
Pelvis	Derecha	0.8124	32.9785	34.8680	21.6698	12.8176	°
	Izquierda	0.8897	30.0111	28.8374	32.7066	13.7108	°
COM	Absoluto	0.90					m

Tabla 4.1: Comparación de ambos sistemas de captura de movimiento en la estimación de las variables involucradas en el salto vertical. La variable **r** indica a correlación cruzada entre las señales de cada sistema. Por cada sistema se muestra la Media y la desviación estándar (DE).

Medida	Optitrack	IMU	% error
Altura Máxima	0.3837 m	0.3921 m	2.1908

Tabla 4.2: Estimación de altura máxima del centro de masa

Las señales de las variables obtenidas con el sistema inercial tienen una correlación >90% con las obtenidas con el sistema óptico. En el cálculo de la altura máxima se obtiene un porcentaje de error de 2.2%. En términos cualitativos, en las Figuras 4.3, 4.4, 4.5 y 4.11 se observa gran similitud entre las señales. Otra bondad del sistema propuesto es que para obtener la posición COM se obtiene la velocidad de COM, esto hace que se pueda tener más información del salto con relación otros sistemas de posicionamiento. Con estos datos se puede afirmar que el sistema propuesto tiene alto grado de confiabilidad considerando el sistema óptico una referencia confiable.

REFERENCIAS

- [1] Elmer L Offenbacher. Physics and the vertical jump. *Am J Phys*, 38(7):829–836, 1970.
- [2] Irineu Loturco, Ricardo A. D'Angelo, Victor Fernandes, Saulo Gil, Ronaldo Kobal, Cesar C. Cal Abad, Katia Kitamura, and Fabio Y Nakamura. Relationship between sprint ability and loaded/unloaded jump tests in elite sprinters. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 29(3):758–64, 2015.
- [3] James Diebel. Representing attitude: Euler angles, unit quaternions, and rotation vectors. *Matrix*, 58:1–35, 2006.
- [4] Herman J Woltring. Representation and calculation of 3-d joint movement. *Human Movement Science*, 10(5):603–616, 1991.
- [5] Kurt Seifert and Oscar Camacho. Implementing positioning algorithms using accelerometers. *Freescale Semiconductor*, pages 1–13, 2007.

5

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Contenido

5.1 Experimento	38
5.2 Análisis por fases	38
5.2.1 Impulso	38
5.2.2 Vuelo.	38
5.2.3 Aterrizaje	39
5.3 Comparación entre participantes	41
5.4 Discusión.	45

INTRODUCCIÓN

En este capítulo se expone la evaluación del salto vertical usando del método propuesto. Se expone el experimento realizado en la Sección 5.1, en la Sección 5.2 se analizan los resultados haciendo una división por fases del salto, mostrando las variables biomecánicas importantes para evaluar el desempeño deportivo, en la Sección 5.3 se compara el desempeño de los participantes y por último en la Sección 5.4 se hace una discusión de los resultados obtenidos en este documento. En este capítulo se realiza análisis solo de los datos del sistema inercial, es decir, no se compara con el sistema de captura óptico, puesto que fue el objetivo de la Sección 4.2.

EXPERIMENTO

Se le pidió a cuatro sujetos saludables con edad de 23.75 ± 2.90 años, peso de 69.75 ± 7.50 kg y 1.71 ± 0.10 m de estatura que realizaran cuatro saltos verticales de cuclillas, para obtener un total de 16 saltos. Las IMUs y los marcadores ópticos se sujetaron al saltador como se muestra en la Capítulo 3. Los saltos fueron registrados con ambos sistemas de captura, los datos del sistema inercial fueron procesados como se muestra en el Capítulo 4. El tamaño de la muestra para este experimento no tiene ser considerablemente alto, ya que se busca demostrar la viabilidad del sistema para determinar las variables biomecánicas del salto, y al tener un caso (salto) similar al sistema de referencia (óptico) se puede decir que es válido. Al momento de hacer comparaciones de rendimiento se pueden registrar todos los que sean necesario. En los estudios que se debe tener consideración en el tamaño de la muestra son los relacionados con fatiga muscular, cansancio o resistencia aeróbica/anaerobia y este no es el caso.

ANÁLISIS POR FASES

En esta sección se analiza el comportamiento del salto dividido en fases, es decir, impulso, vuelo y aterrizaje. Se muestran los ángulos de flexión de las articulaciones y el desplazamiento del centro de masa.

IMPULSO

Esta fase comprende el periodo transcurrido desde la posición inicial hasta que los pies se despegan del suelo. El impulso consiste en bajar el centro de masa y luego extender las piernas con la energía acumulada y la fuerza del tren inferior. El instante de despegue es tomado como el punto en el que el COM sobrepasa en altura al punto de inicio, que además es el instante donde mayor velocidad ascendente existe, como se muestra en la Figura 5.2. La Figura 5.1 muestra el ángulo de flexión de las articulaciones, mostrando con líneas punteadas verticales los instantes de despegue y aterrizaje. La Tabla 5.1 se muestra valores importantes de estas mediciones, como valores mínimos y máximos, ángulos iniciales y finales en esta etapa.

Articulación		Inicial (°)	Final (°)	Mínimo (°)	Máximo (°)
Tobillo	Derecho	88.9393	92.1216	55.1057	92.1216
	Izquierdo	86.6113	73.5429	49.1358	86.6113
Rodilla	Derecho	160.9511	127.9978	66.0569	161.4604
	Izquierdo	160.521	125.7725	71.0313	160.8755
Cadera	Derecho	180.7064	164.0784	118.1538	184.0697
	Izquierdo	168.7237	164.1519	114.4702	186.9117

Tabla 5.1: Valores los ángulos de las articulaciones en la fase del impulso

VUELO

En esta fase el saltador se despegan del suelo, su COM se eleva gracias a la fuerza aplicada en el impulso, durante el vuelo, pierde energía cinética y gana energía potencial, empieza a descender y aterriza, esta fase puede verse como un lanzamiento parabólico. Aquí la velocidad vertical ascendente empieza a disminuir debido a la aceleración de la gravedad, cuando la velocidad es cero se obtiene el punto de máxima elevación y a partir de este momento se empieza a bajar el COM hasta tocar el piso, este comportamiento se puede ver en la Figura 5.2. Esta fase se caracteriza por tener las rodillas en completamente extendidas y los tobillos a más de 90° debido a que no se tiene apoyo en el suelo. En la Figura 5.1 la fase de vuelo está comprendida entre la línea punteada izquierda y la línea punteada derecha. En la Tabla 5.2 se muestran los valores alcanzados por las articulaciones en esta fase.

Articulación		Inicial (°)	Final (°)	Mínimo (°)	Máximo (°)
Tobillo	Derecho	95.6648	80.12	80.12	125.1931
	Izquierdo	76.5132	94.1098	76.5132	122.9683
Rodilla	Derecho	130.3265	135.4828	130.3265	164.0677
	Izquierdo	127.959	150.7281	127.959	167.7376
Cadera	Derecho	165.7249	163.4219	163.4219	178.7012
	Izquierdo	165.8048	170.5243	165.8048	189.8107

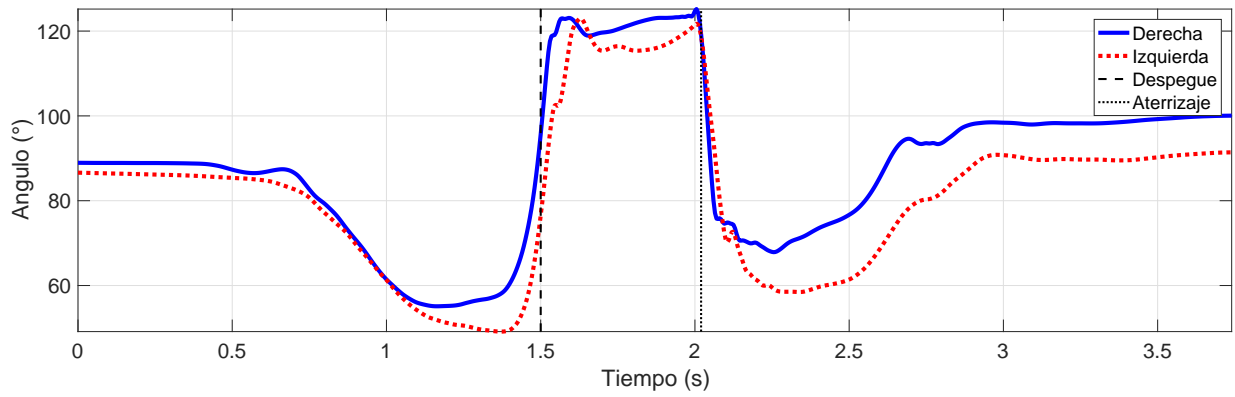
Tabla 5.2: Valores los ángulos de las articulaciones en la fase del vuelo

ATERRIZAJE

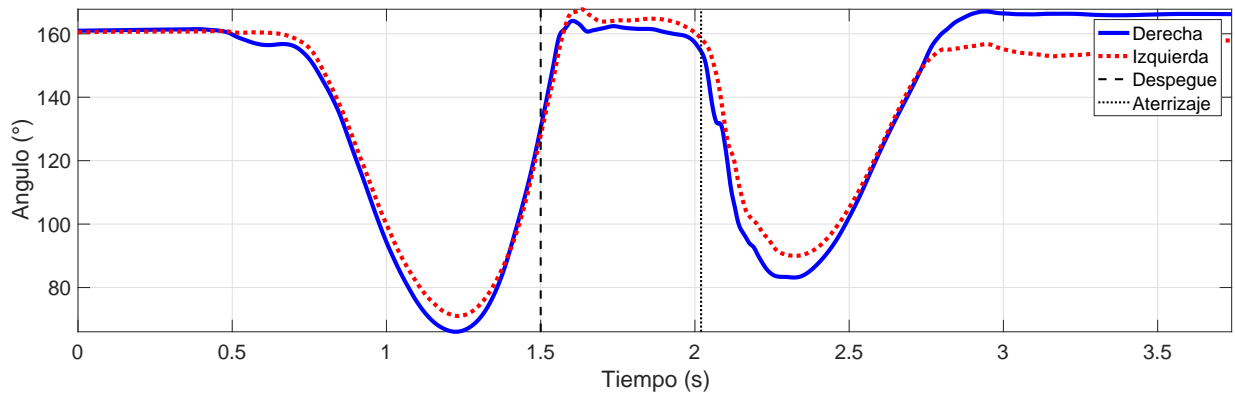
El aterrizaje es similar al impulso, pero inverso, primero se hace contacto con el piso, se flexionan las rodillas para absorber la energía del impacto, luego se extienden de nuevo y se retorna a la posición de descanso. Esta fase se muestra en la Figura 5.1 a partir de la línea punteada derecha hasta el final.

Articulación		Inicial (°)	Final (°)	Mínimo (°)	Máximo (°)
Tobillo	Derecho	77.1075	100.0582	67.8677	100.0582
	Izquierdo	90.8554	91.4063	58.4633	91.4063
Rodilla	Derecho	133.3602	166.1985	83.1621	167.034
	Izquierdo	148.9256	157.8939	90.0094	157.9829
Cadera	Derecho	162.5587	178.129	142.9336	178.129
	Izquierdo	170.7575	172.3889	142.4741	184.5287

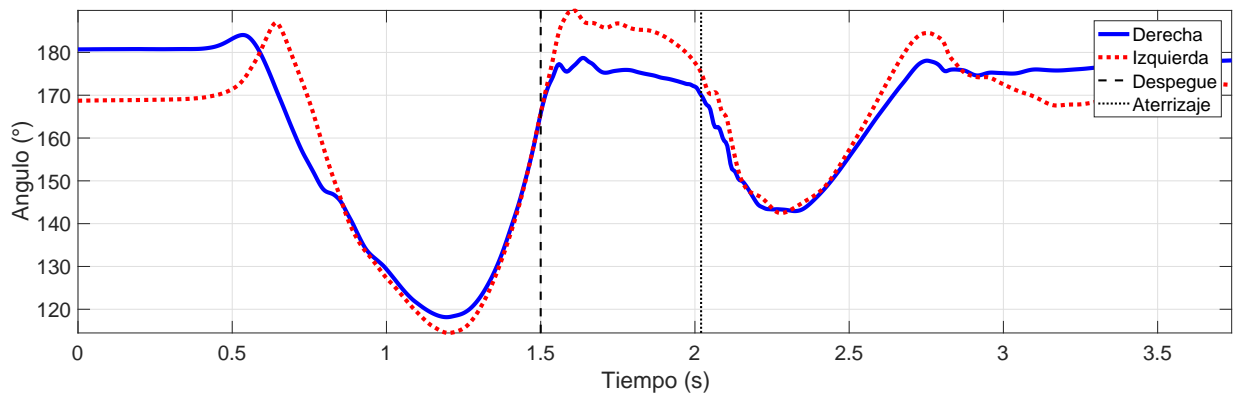
Tabla 5.3: Valores los ángulos de las articulaciones en la fase del aterrizaje



(a) Tobillos



(b) Rodillas



(c) Caderas

Figura 5.1: Ángulos de articulaciones durante salto, dividido por fases.

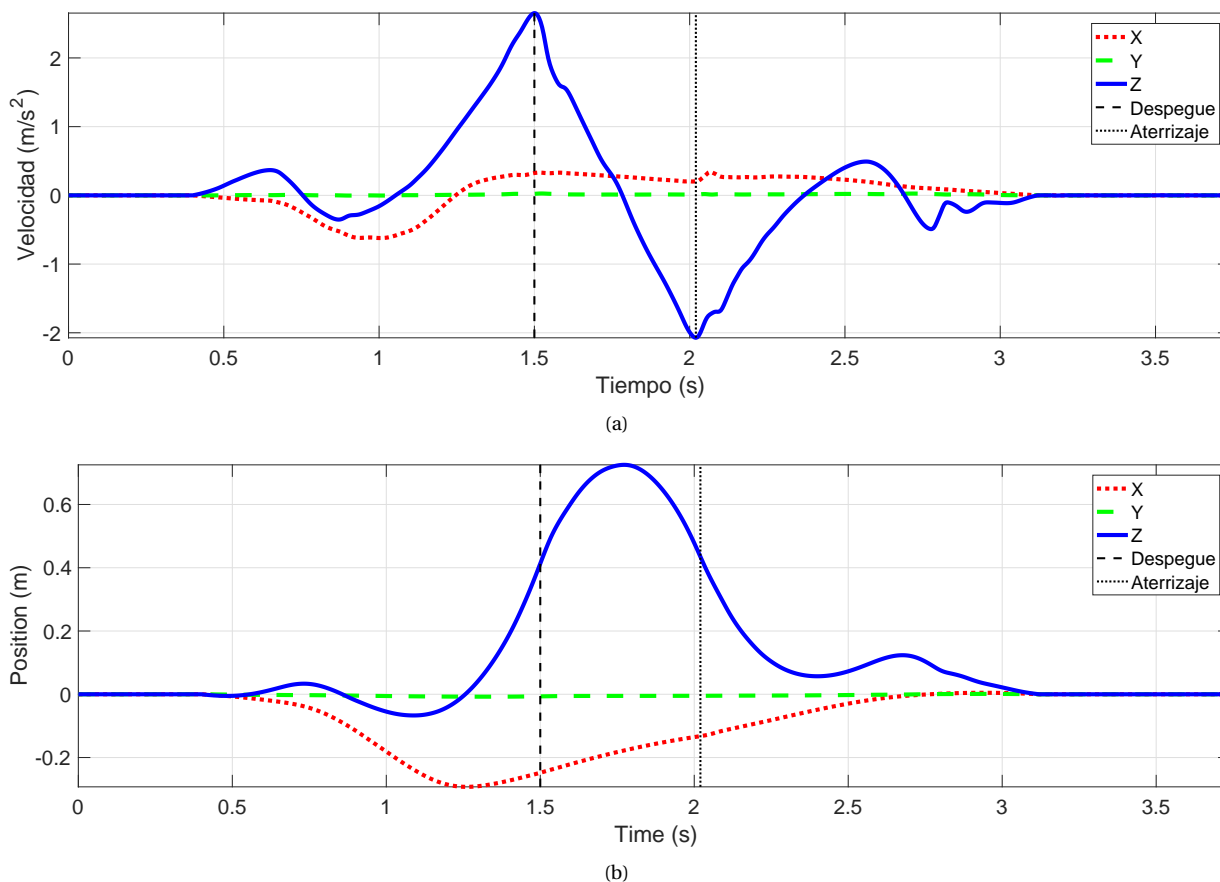


Figura 5.2: (a) Velocidad del COM durante las fases del salto. (b) Velocidad del COM durante las fases del salto.

COMPARACIÓN ENTRE PARTICIPANTES

En esta sección se comparan los desempeños obtenidos por los participantes del experimento. Se elige el mejor salto de cada participante en términos de altura máxima alcanzada y se compara con el salto de los demás. Se analizan por fases y por velocidad y posición del COM.

En las Tablas 5.5, 5.6, 5.7 se muestra los valores mínimos, máximos, iniciales y finales de las articulaciones en las fases de impulso, vuelo y aterrizaje respectivamente. En la Tabla 5.4 se comparan las mediciones del COM por cada participante.

	Velocidad máxima (m s^{-1})	Máximo descenso (m)	Máximo ascenso (m)	Tiempo de vuelo (s)
Participante 1	2.748	-0.17113	0.42719	0.5600
Participante 2	2.1273	-0.34037	0.58577	0.5320
Participante 3	2.7617	-0.040702	0.47829	0.5320
Participante 4	2.2761	-0.23669	0.30127	0.5460

Tabla 5.4: Medidas del centro de masa durante el salto. Velocidad máxima es la velocidad alcanzada al momento del despegue. Máximo descenso es la posición más baja del centro de masa que se alcanza durante el instante del impulso. El máximo ascenso es el punto más alto alcanzado por el centro de masa.

	Articulación		Inicial (°)	Final (°)	Mínimo (°)	Máximo (°)
Participante 1	Tobillo	Derecho	97.0321	84.8117	67.8537	97.0329
		Izquierdo	97.7085	101.043	83.0092	101.043
	Rodilla	Derecho	162.5332	138.6778	83.0288	163.0108
		Izquierdo	164.083	154.9978	88.4978	164.4264
	Cadera	Derecho	168.2215	150.8024	112.5488	170.3444
		Izquierdo	184.7935	165.3766	117.9098	187.611
Participante 2	Tobillo	Derecho	95.4256	114.3649	76.7198	114.3649
		Izquierdo	96.3335	114.7992	87.0211	114.7992
	Rodilla	Derecho	165.9155	166.4495	68.848	166.4495
		Izquierdo	162.1282	166.0099	87.5705	166.0099
	Cadera	Derecho	175.3001	158.0481	109.2016	175.3001
		Izquierdo	181.77	167.0546	112.0946	184.7432
Participante 3	Tobillo	Derecho	82.286	64.2533	50.5093	82.286
		Izquierdo	127.7055	107.0644	107.0644	129.0684
	Rodilla	Derecho	155.2547	154.8929	117.9572	157.0687
		Izquierdo	144.775	134.395	133.8976	176.604
	Cadera	Derecho	177.9306	170.966	168.1145	180.6123
		Izquierdo	168.9565	142.5928	135.1139	168.9565
Participante 4	Tobillo	Derecho	83.6833	67.0025	58.7318	83.6833
		Izquierdo	87.7367	86.5145	82.7431	87.7367
	Rodilla	Derecho	175.8451	141.0449	66.8023	175.8654
		Izquierdo	155.4973	149.3282	84.597	160.8249
	Cadera	Derecho	175.0109	166.9252	115.4131	175.0109
		Izquierdo	169.162	172.9143	127.0827	185.0634

Tabla 5.5: Comparación entre los participantes de la flexión/extensión de las articulaciones durante la fase del impulso

	Articulación		Inicial (°)	Final (°)	Mínimo (°)	Máximo (°)
Participante 1	Tobillo	Derecho	90.8292	89.0187	89.0187	116.1108
		Izquierdo	106.5438	97.9321	97.9321	126.1536
	Rodilla	Derecho	144.4398	143.8006	143.8006	171.8599
		Izquierdo	158.4842	127.5997	127.5997	162.8017
	Cadera	Derecho	153.03	146.3802	146.3802	159.8899
		Izquierdo	168.0945	154.989	154.989	177.8969
Participante 2	Tobillo	Derecho	117.6288	107.3824	107.3824	122.0249
		Izquierdo	118.0519	129.0625	118.0519	134.6525
	Rodilla	Derecho	168.87	148.7373	148.7373	172.6452
		Izquierdo	167.3331	143.6129	143.6129	167.5159
	Cadera	Derecho	159.8588	162.0596	159.8588	174.0467
		Izquierdo	168.9805	149.6882	149.6882	184.1415
Participante 3	Tobillo	Derecho	79.4169	85.2109	79.3905	101.9937
		Izquierdo	93.4894	125.5832	93.4894	125.5832
	Rodilla	Derecho	132.1464	157.6717	132.1464	169.8933
		Izquierdo	138.6927	143.722	137.7855	158.1098
	Cadera	Derecho	169.7501	177.3152	167.6295	181.6999
		Izquierdo	165.9958	169.0847	165.9958	173.8508
Participante 4	Tobillo	Derecho	69.7942	118.1945	69.7942	122.6525
		Izquierdo	88.8281	121.8795	88.8281	125.1653
	Rodilla	Derecho	148.3559	159.0842	148.3559	169.6882
		Izquierdo	154.1385	165.2924	152.6118	165.2924
	Cadera	Derecho	170.4476	167.0508	162.0778	173.456
		Izquierdo	173.7354	184.8323	171.9688	186.3433

Tabla 5.6: Comparación entre los participantes de la flexión/extensión de las articulaciones durante la fase del vuelo

	Articulación		Inicial (°)	Final (°)	Mínimo (°)	Máximo (°)
Participante 1	Tobillo	Derecho	83.3094	86.3863	76.1693	90.9277
		Izquierdo	95.93	97.009	94.6311	102.1057
	Rodilla	Derecho	138.8356	161.0417	116.2182	166.4736
		Izquierdo	124.6488	161.6796	114.775	166.5
	Cadera	Derecho	144.8719	154.2199	139.4002	154.2199
		Izquierdo	153.0853	180.0377	149.6439	189.6743
Participante 2	Tobillo	Derecho	101.5627	85.6062	78.4667	112.1071
		Izquierdo	123.2492	93.1488	93.1488	123.2492
	Rodilla	Derecho	143.6482	151.3235	99.2672	171.0283
		Izquierdo	137.7498	150.4783	101.173	165.738
	Cadera	Derecho	157.7591	152.2769	118.7002	157.7591
		Izquierdo	144.7908	162.1791	115.7092	162.1795
Participante 3	Tobillo	Derecho	82.286	64.2533	50.5093	82.286
		Izquierdo	127.7055	107.0644	107.0644	129.0684
	Rodilla	Derecho	155.2547	154.8929	117.9572	157.0687
		Izquierdo	144.775	134.395	133.8976	176.604
	Cadera	Derecho	177.9306	170.966	168.1145	180.6123
		Izquierdo	168.9565	142.5928	135.1139	168.9565
Participante 4	Tobillo	Derecho	116.8031	73.9913	60.8879	116.8031
		Izquierdo	120.0935	77.1925	77.1925	120.0935
	Rodilla	Derecho	155.2923	166.4452	121.7128	167.8588
		Izquierdo	166.7067	153.028	143.4803	175.6443
	Cadera	Derecho	166.1717	148.7929	148.7855	166.1717
		Izquierdo	184.6389	161.6351	161.6351	184.6389

Tabla 5.7: Comparación entre los participantes de la flexión/extensión de las articulaciones durante la fase del aterrizaje

DISCUSIÓN

Evaluar desempeño deportivo representa retos para todos los campos del saber involucrados en esta actividad. Por parte de la medición, se debe brindar la mayor cantidad de información posible para establecer tendencias confiables. En el caso de estudio, se obtiene un monitoreo continuo de las articulaciones y seguimiento inercial del COM en un SJ. Con estos datos se busca dar a entrenadores, deportistas y deportólogos información de la técnica de ejecución del movimiento y valores numéricos que permitan estimar la potencia generada por el tren inferior.

En ese orden de ideas, en la Subsección 5.2 se extraen datos del monitoreo de las articulaciones, mostrando como se inicia y como se finaliza cada una de las etapas del salto, los valores medios y la desviación estándar. Estos datos son útiles para determinar, además de la técnica del salto, para identificar patologías o posibles lesiones por hiper-flexión o hiper-extensión. Se sabe que el salto vertical es un movimiento simétrico al instante de máxima elevación, es decir, el movimiento de impulso es igual al de aterrizaje, pero inverso, sin embargo en el aterrizaje, es común observar que el rango de movimiento de las articulaciones se atenúa, este comportamiento se muestra en la Figura 5.1, esta medida puede ser útil para analizar la forma como se genera y se disipa potencia en el tren inferior. Por otra parte, el análisis de los datos del COM permite extraer información importante del salto. En la Figura 5.2a, donde se muestra la velocidad y la posición del COM, se puede determinar el instante del despegue y el instante del aterrizaje, que suceden cuando se alcanza la velocidad máxima y la velocidad mínima respectivamente, y con esto, establecer el tiempo de vuelo. En la Figura 5.2b el desplazamiento del COM puede ser evaluado, determinando el descenso y ascenso máximo. Estos datos, sirven para establecer evaluar la potencia generada por el tren inferior y así determinar el desempeño deportivo y establecer rutinas de entrenamiento para un objetivo particular. La comparación del desempeño de los participantes que se realiza en la Subsección 5.3, se realiza con los datos descritos anteriormente, es decir, dividiendo el salto por fases. Esta información, permite comparar el rendimiento desde la técnica y la generación de potencia. En la Tabla 5.4, se puede comparar el salto con diferentes parámetros del COM, por ejemplo, en términos de altura máxima, el Participante 4 obtiene la medida más baja, o en términos de velocidad, el Participante 3 es el que mayor velocidad obtiene, pero también, es el que menos desciende, lo cual hace que no tenga la mayor altura, como es el caso del Participante 2, que es el que más desciende pero no el más velocidad obtiene. Todos los participantes tienen unos resultados ajustados a los encontrados en la literatura, con una altura media entre 40 cm y 40 cm y con tiempo de vuelo cercano a 0.5 s. Para evaluar la técnica del salto, las Tablas 5.5, 5.6 y 5.7 brindan toda la información necesaria.

6

CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

Se estudió la fisiología del tren inferior humano, analizando los sistemas que se encargan de producir el movimiento y la locomoción, tales como el sistema óseo y sistema muscular. De este estudio se extrajeron las variables biomecánicas más importantes que influyen en la ejecución del salto vertical, como los grupos musculares involucrados, los huesos que aportan soporte y las articulaciones que hacen posible este movimiento. Luego de este análisis se estudiaron los modelos dinámicos de simulación computación que permiten determinar la contribución de los grupos musculares en la ejecución de un salto vertical.

Se desarrolló un sistema con unidades de medición inercial de bajo costo, liviano y portable con comunicación inalámbrica para registrar el movimiento humano durando saltos verticales sin generar molestia para ejecutar el ejercicio. Se desarrolló el marco matemático para procesar los datos obtenidos del sistema inercial y obtener las medidas biomecánicas necesarias para evaluar el rendimiento en salto vertical. El resultado de este sistema se comparó con un sistema de captura óptico de la compañía Optitrack de NaturalPoint. Se obtuvo la correlación cruzada de las señales de los ángulos de las articulaciones se encontró un 95% de similitud. Se estima la altura máxima alcanzada con un error 2.1%.

Usando el sistema inercial de medición biomecánica se registraron los saltos de cuatro sujetos, determinando los ángulos de las articulaciones y la posición del centro de masa, con el fin de entregar a entrenadores y deportistas una descripción detallada de la técnica y el desempeño obtenido. Además, usando los modelos dinámicos de simulación se puede hacer una estimación aproximada de la contribución muscular al desempeño deportivo obtenido.

TRABAJO FUTURO

El sistema de captura de movimiento desarrollado a partir de Unidades de Medición Inercial puede ser extendido a todo el cuerpo, es decir, sin limitar al tren inferior, y así analizar mayor cantidad de ejercicios con los mismos beneficios demostrados en este trabajo.

El método propuesto para determinar las variables biomecánicas a partir del sistema de captura inercial podría ser mejorado incluyendo restricciones geométricas de las articulaciones.

Implementar un método de optimización estática basada en dinámica inversa para estimar en tiempo real la función muscular involucrada en el movimiento.

REFERENCIAS

CAPÍTULO 0

- [1] W. Young, B. McLean, and J. Ardagna. Relationship between strength qualities and sprinting performance. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 35(1):13–19, 1995.
- [2] Gordon Sleivert and Matiu Taingahue. The relationship between maximal jump-squat power and sprint acceleration in athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 91(1):46–52, 2004.
- [3] P. Jiménez-Reyes, V. Cuadrado-Peñañiel, and J. J. González-Badillo. Análisis de variables medidas en salto vertical relacionadas con el rendimiento deportivo y su aplicación al entrenamiento. *Cultura, Ciencia y Deporte*, 6(17):113–119, 2011.
- [4] Jeffrey M McBride, Daniel Blow, Tyler J Kirby, Tracie L Haines, Andrea M Dayne, and N Travis Triplett. Relationship between maximal squat strength and five, ten, and forty yard sprint times. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 23(6):1633–1636, 2009.
- [5] Manuel López, Mário C Marques, Roland Van den Tillaar, and Juan J González. Relationships Between Vertical Jump and Full Squat Power Outputs With Sprint Times in U21 Soccer Players. *Journal of Human Kinetics*, 30(December):135–144, 2011.
- [6] Mohamed Ali Hadj Taieb, Mohamed Ben Aouicha, and Yosra Bourouis. Motion Capture System for Jump Analysis. *Lecture Notes in Artificial Intelligence (Subseries of Lecture Notes in Computer Science)*, 9121:515–529, 2015.
- [7] C Castagna, M Ganzetti, M Ditroilo, M Giovannelli, a Rocchetti, and V Manzi. Concurrent validity of vertical jump performance assessment systems. *J Strength Cond Res*, 27(3):761–768, 2013.
- [8] Nicholas P Linthorne. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physiology*, 69(11):1198–1204, 2001.
- [9] Daniel Roetenberg, Henk Luinge, and Per Slycke. Xsens MVN : Full 6DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors. *Hand The*, pages 1–7, 2009.
- [10] James Diebel. Representing attitude: Euler angles, unit quaternions, and rotation vectors. *Matrix*, 58:1–35, 2006.
- [11] Bernardo Requena, Francisco Requena, Inmaculada García, Eduardo Saez Saez de Villarreal, and Mati Pääsuke. Reliability and validity of a wireless microelectromechanicals based system (Keimove\texttrademark) for measuring vertical jumping performance. *Journal of Sports Science and Medicine*, 11(1):115–122, 2012.
- [12] M. Rico Garcia, J.-S. Botero Valencia, L.-J Morantes Guzman, and V Henao Madrid. Portable measurement system of vertical jump using an Inertial Measurement Unit and pressure sensors. *STSIVA 2016*, 2016:0–4, 2016.
- [13] Pietro Picerno, Valentina Camomilla, and Laura Capranica. Countermovement jump performance assessment using a wearable 3D inertial measurement unit. *Journal of sports sciences*, 29(2):139–146, 2011.
- [14] Ryan S. McGinnis, Stephen M. Cain, Steven P. Davidson, Rachel V. Vitali, Noel C. Perkins, and Scott G. McLean. Quantifying the effects of load carriage and fatigue under load on sacral kinematics during countermovement vertical jump with IMU-based method. *Sports Engineering*, 19(1):21–34, 2015.

- [15] Bojan Milosevic and Elisabetta Farella. Wearable Inertial Sensor for Jump Performance Analysis. *Proceedings of the 2015 workshop on Wearable Systems and Applications - WearSys '15*, (May):15–20, 2015.
- [16] Suin Kim, Kyongkwan Ro, and Joonbum Bae. Estimation of individual muscular forces of the lower limb during walking using a wearable sensor system. *Journal of Sensors*, 2017, 2017.
- [17] Bertram Taetz, Gabriele Bleser, and Markus Miezal. Towards self-calibrating inertial body motion capture. In *Information Fusion (FUSION), 2016 19th International Conference on*, pages 1751–1759. IEEE, 2016.
- [18] Glen Cooper, Ian Sheret, Louise McMillian, Konstantinos Siliverdis, Ning Sha, Diana Hodgins, Laurence Kenney, and David Howard. Inertial sensor-based knee flexion/extension angle estimation. *Journal of Biomechanics*, 42(16):2678 – 2685, 2009.
- [19] Thomas Seel, Jörg Raisch, and Thomas Schauer. Imu-based joint angle measurement for gait analysis. *Sensors*, 14(4):6891–6909, 2014.
- [20] Ariel V. Dowling, Julien Favre, and Thomas P. Andriacchi. A Wearable System to Assess Risk for Anterior Cruciate Ligament Injury During Jump Landing: Measurements of Temporal Events, Jump Height, and Sagittal Plane Kinematics. *Journal of Biomechanical Engineering*, 133(7):071008, 2011.
- [21] S. Šlajpah, R. Kamnik, and M. Munih. Kinematics based sensory fusion for wearable motion assessment in human walking. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 116(2):131 – 144, 2014. New methods of human-robot interaction in medical practice.

CAPÍTULO 1

- [1] Raoul F. Reiser, Erik C. Rocheford, and Casey J. Armstrong. Building a Better Understanding of Basic Mechanical Principles Through Analysis of the Vertical Jump. *Strength and Conditioning Journal*, 28(4):70, 2006.
- [2] Kathryn Luttgens and KF Wells. Kinesiology: Scientific basis of human movement. *Dubuque: Brown & Benchmark*, pages 147–173, 1982.
- [3] Nicholas P Linthorne. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physiology*, 69(11):1198–1204, 2001.
- [4] Bernardo Requena, Francisco Requena, Inmaculada García, Eduardo Saez Saez de Villarreal, and Mati Pääsuke. Reliability and validity of a wireless microelectromechanicals based system (Keimove\texttrademark) for measuring vertical jumping performance. *Journal of Sports Science and Medicine*, 11(1):115–122, 2012.
- [5] Naoki Kawamori and G Gregory Haff. The optimal training load for the development of muscular power. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 18(3):675–684, 2004.
- [6] Ryan S. McGinnis, Stephen M. Cain, Steven P. Davidson, Rachel V. Vitali, Noel C. Perkins, and Scott G. McLean. Quantifying the effects of load carriage and fatigue under load on sacral kinematics during countermovement vertical jump with IMU-based method. *Sports Engineering*, 19(1):21–34, 2015.
- [7] Gordon Sleivert and Matiu Taingahue. The relationship between maximal jump-squat power and sprint acceleration in athletes. *European Journal of Applied Physiology*, 91(1):46–52, 2004.
- [8] W. Young, B. McLean, and J. Ardagna. Relationship between strength qualities and sprinting performance. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 35(1):13–19, 1995.
- [9] Irineu Loturco, Lucas A. Pereira, Cesar C. Cal Abad, Ricardo A. D'Angelo, Victor Fernandes, Katia Kitamura, Ronaldo Kobal, and Fabio Y. Nakamura. Vertical and Horizontal Jump Tests Are Strongly Associated With Competitive Performance in 100-m Dash Events. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 29(7):1966–1971, 2015.

- [10] Mohamed Ali Hadj Taieb, Mohamed Ben Aouicha, and Yosra Bourouis. Motion Capture System for Jump Analysis. *Lecture Notes in Artificial Intelligence (Subseries of Lecture Notes in Computer Science)*, 9121:515–529, 2015.
- [11] James L Nuzzo, Jonathan H Anning, and Jessica M Scharfenberg. The reliability of three devices used for measuring vertical jump height. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 25(9):2580–90, 2011.
- [12] C Castagna, M Ganzetti, M Ditroilo, M Giovannelli, a Rocchetti, and V Manzi. Concurrent validity of vertical jump performance assessment systems. *J Strength Cond Res*, 27(3):761–768, 2013.
- [13] Román Estévez-García, Jorge Martín-Gutiérrez, Saúl Menéndez Mendoza, Jonathan Rodríguez Marante, Pablo China-Martín, Ovidia Soto-Martín, and Moisés Lodeiro-Santiago. Open Data Motion Capture: MOCAP-ULL Database. *Procedia Computer Science*, 75(Vare):316–326, 2015.
- [14] Andrea Mapelli, Matteo Zago, Laura Fusini, Domenico Galante, Andrea Colombo, and Chiarella Sforza. Validation of a protocol for the estimation of three-dimensional body center of mass kinematics in sport. *Gait and Posture*, 39(1):460–465, 2014.
- [15] Alejandro González, Mitsuhiro Hayashibe, Vincent Bonnet, and Philippe Fraisse. Whole body center of mass estimation with portable sensors: using the statically equivalent serial chain and a Kinect. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(9):16955–16971, sep 2014.
- [16] Daniel Tik Pui Fong and Yue Yan Chan. The use of wearable inertial motion sensors in human lower limb biomechanics studies: A systematic review, 2010.
- [17] RoJan Rohac, Martin Sipos, and Jakub Simanek. Calibration of Low-cost Triaxial Inertial Sensors. *IEEE Instrumentation & Measurement Magazine*, (December):97–120, 2015.
- [18] Ewa Lach. Evaluation of Automatic Calibration Method for Motion Tracking Using Magnetic and Inertial Sensors. pages 337–348. Springer International Publishing, 2016.
- [19] V. J S Botero, W. Hernandez, and E. Fernandez. Orientation of a triaxial accelerometer using a homogeneous transformation matrix and Kalman filters. *International Journal on Smart Sensing and Intelligent Systems*, 7(4):1631–1646, 2014.
- [20] Petko Petkov and Tsonyo Slavov. Stochastic Modeling of MEMS Inertial Sensors. *Bulgarian Academy of Sciences, Cybernetics and Information Technologies*, 10(2):31–40, 2010.
- [21] a G Quinchia, C Ferrer, G Falco, E Falletti, and F Dosis. Analysis and modelling of MEMS inertial measurement unit. *Localization and GNSS (ICL-GNSS), 2012 International Conference on*, pages 1–7, 2012.
- [22] Arthur J. van Soest, Arend L. Schwab, Maarten F. Bobbert, and Gerrit Jan van Ingen Schenau. The influence of the biarticularity of the gastrocnemius muscle on vertical-jumping achievement. *Journal of Biomechanics*, 26(1):1–8, 1993.
- [23] T. Spägele, A. Kistner, and A. Gollhofer. Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 32(5):521–530, 1999.
- [24] Maarten F Bobbert and A J Van Soest. Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. *Medicine and science in sports and exercise*, 26(8):1012–1020, 1994.
- [25] Jeremy D. Wong, Maarten F. Bobbert, Arthur J. Van Soest, Paul L. Gribble, and Dinant A. Kistemaker. Optimizing the distribution of leg muscles for vertical jumping. *PLoS ONE*, 11(2):1–15, 2016.
- [26] José Antonio Gómez Cristobal. *Método De Síntesis Dimensional Óptima De Sistemas Multicuerpo Con Restricciones Dinámicas. Aplicación Al Diseño De Mecanismos Planos*. PhD thesis, 2003.

- [27] T L Hill, E Eisenberg, Y D Chen, and R J Podolsky. Some self-consistent two-state sliding filament models of muscle contraction. *Biophysical journal*, 15(4):335–372, 1975.
- [28] D. F B Haeufle, M. Günther, A. Bayer, and S. Schmitt. Hill-type muscle model with serial damping and eccentric force-velocity relation. *Journal of Biomechanics*, 47(6):1531–1536, 2014.

CAPÍTULO 2

- [1] Keith L Moore and Arthur F Dalley. *Anatomía con orientación clínica*. Ed. Médica Panamericana, 2009.
- [2] Marcus G Pandy. Computer Modeling and Simulation of Human Movement. *Kinesiology*, 3(1):245–273, 2001.
- [3] Maarten F Bobbert and Gerrit Jan van Ingen Schenau. Coordination in vertical jumping. *Journal of Biomechanics*, 21(3):249–262, 1988.
- [4] Marcus G. Pandy, Felix E. Zajac, Eunsup Sim, and William S. Levine. An optimal control model for maximum-height human jumping. *Journal of Biomechanics*, 23(12):1185–1198, 1990.
- [5] Arthur J. van Soest, Arend L. Schwab, Maarten F Bobbert, and Gerrit Jan van Ingen Schenau. The influence of the biarticularity of the gastrocnemius muscle on vertical-jumping achievement. *Journal of Biomechanics*, 26(1):1–8, 1993.
- [6] Maarten F Bobbert and A J Van Soest. Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. *Medicine and science in sports and exercise*, 26(8):1012–1020, 1994.
- [7] T. Spägle, A. Kistner, and A. Gollhofer. Modelling, simulation and optimisation of a human vertical jump. *Journal of Biomechanics*, 32(5):521–530, 1999.
- [8] Jeremy D. Wong, Maarten F Bobbert, Arthur J. Van Soest, Paul L. Gribble, and Dinant A. Kistemaker. Optimizing the distribution of leg muscles for vertical jumping. *PLoS ONE*, 11(2):1–15, 2016.
- [9] Charles E Clauser, John T McConville, and J W Young. Weight, Volume, and Center of Mass of Segments of the Human Body. *National Technical Information Service*, pages 1–112, 1969.
- [10] Scott L. Delp, J. Peter Loan, Melissa G. Hoy, Felix E. Zajac, Eric L. Topp, and Joseph M. Rosen. An Interactive Graphics-Based Model of the Lower Extremity to Study Orthopaedic Surgical Procedures, 1990.
- [11] Scott L Delp, Frank C Anderson, Allison S Arnold, Peter Loan, Ayman Habib, Chand T John, Eran Guendelman, and Darryl G Thelen. OpenSim: Open source to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 54(11):1940–1950, 2007.
- [12] L Gregoire, HE Veeger, PA Huijing, and GJ van Ingen Schenau. Role of mono-and biarticular muscles in explosive movements. *International journal of sports medicine*, 5(06):301–305, 1984.
- [13] Maarten F Bobbert and Gerrit Jan van Ingen Schenau. Coordination in vertical jumping. *Journal of biomechanics*, 21(3):249–262, 1988.
- [14] Marcus Anderson, Frank C., Pandy. Dynamic Optimization of Human Walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(October):381–390, 2001.
- [15] Allison S. Arnold, May Q. Liu, Michael H. Schwartz, Sylvia Öunpuu, and Scott L. Delp. The role of estimating muscle-tendon lengths and velocities of the hamstrings in the evaluation and treatment of crouch gait. *Gait and Posture*, 23(3):273–281, 2006.
- [16] Frank Clayton Anderson and Marcus G. Pandy. A Dynamic Optimization Solution for Vertical Jumping in Three Dimensions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2(3):201–231, 1999.

CAPÍTULO 3

- [1] Enrica Papi, Denise Osei-Kuffour, Yen-Ming A Chen, and Alison H McGregor. Use of wearable technology for performance assessment: A validation study. *Medical engineering & physics*, 37(7):698–704, 2015.
- [2] Mohamed Boutaayamou, Cédric Schwartz, Julien Stamatakis, Vincent Denoël, Didier Maquet, Bénédicte Forthomme, Jean-Louis Croisier, Benoît Macq, Jacques G. Verly, Gaëtan Garraux, and Olivier Brüls. Development and validation of an accelerometer-based method for quantifying gait events. *Medical Engineering & Physics*, 37(2):226–232, 2015.
- [3] Pietro Picerno, Valentina Camomilla, and Laura Capranica. Countermovement jump performance assessment using a wearable 3D inertial measurement unit. *Journal of sports sciences*, 29(2):139–146, 2011.
- [4] Vishesh Vikas and Carl D. Crane. Joint Angle Measurement Using Strategically Placed Accelerometers and Gyroscope. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 8(2):021003, 2015.
- [5] Rick A. Hyde, Laurence P. Ketteringham, Simon A. Neild, and Rosie J S Jones. Estimation of upper-limb orientation based on accelerometer and gyroscope measurements. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 55(2):746–754, 2008.
- [6] Optitrack. Optitrack. <http://www.optitrack.com/>, 2017.
- [7] InvenSense Inc. *MPU-9150 Specification Product*, 2013. Rev. 4.3.
- [8] Mohamed Ali Hadj Taieb, Mohamed Ben Aouicha, and Yosra Bourouis. Motion Capture System for Jump Analysis. *Lecture Notes in Artificial Intelligence (Subseries of Lecture Notes in Computer Science)*, 9121:515–529, 2015.
- [9] Jun-Tian Zhang, Alison C Novak, Brenda Brouwer, and Qingguo Li. Concurrent validation of Xsens MVN measurement of lower limb joint angular kinematics. *Physiological Measurement*, 34(8):N63–N69, 2013.

CAPÍTULO 4

- [1] Elmer L Offenbacher. Physics and the vertical jump. *Am J Phys*, 38(7):829–836, 1970.
- [2] Irineu Loturco, Ricardo A. D'Angelo, Victor Fernandes, Saulo Gil, Ronaldo Kobal, Cesar C. Cal Abad, Katia Kitamura, and Fabio Y Nakamura. Relationship between sprint ability and loaded/unloaded jump tests in elite sprinters. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 29(3):758–64, 2015.
- [3] James Diebel. Representing attitude: Euler angles, unit quaternions, and rotation vectors. *Matrix*, 58:1–35, 2006.
- [4] Herman J Woltring. Representation and calculation of 3-d joint movement. *Human Movement Science*, 10(5):603–616, 1991.
- [5] Kurt Seifert and Oscar Camacho. Implementing positioning algorithms using accelerometers. *Freescale Semiconductor*, pages 1–13, 2007.