



UNIVERSIDAD DE DEUSTO

VALIDACIÓN Y UTILIZACIÓN DE SENSORES INERCIALES DE BAJO COSTE PARA EL ANÁLISIS DEL SALTO VERTICAL

Tesis doctoral presentada por SENDOA ROJAS LERTXUNDI
dentro del Programa de Doctorado en
SISTEMAS DE INFORMACIÓN

Dirigida por el Dr. PABLO GARCÍA BRINGAS

El doctorando

El director

Bilbao, agosto de 2015

Nire familia osoari.

Resumen

La revolución tecnológica que está sucediendo en estas tres últimas décadas ha llegado también al deporte y la medicina. El salto vertical se lleva empleando como método de evaluación biomecánica desde hace más de medio siglo, para que deportistas y enfermos sean valorados. Los sistemas de captura empleados para la recogida de parámetros han evolucionado hasta los complejos sistemas que existen hoy en día, pero con un gran problema: el acceso a ellos está al alcance de muy pocas personas. En este hecho se ha basado la elaboración de la presente tesis doctoral.

Se han querido obtener sistemas de captura más accesibles para el usuario. Por este motivo, se han desarrollado dos sensores de bajo coste para captura de movimiento biomecánico: una plataforma de fuerzas con alta resolución y frecuencia de muestreo, y una placa con un sensor inercial de 9 grados de libertad. Ambos desarrollos se han enfrentado a sistemas tradicionales empleados para la valoración del salto, como son: la plataforma de contactos, el encoder rotativo lineal y una cámara de alta velocidad, empleando para el tratamiento de las imágenes software libre.

Para la validación de los sensores, se han utilizado algunos de los saltos propuestos en el test de Bosco, como son los saltos de talón, con y sin brazos, y saltos con contramovimiento, con y sin brazos.

Una de las contribuciones que se han realizado ha sido el desarrollo de diversos algoritmos para la extracción automática de datos referentes a los instantes relevantes del salto. Ha sido necesario, por un lado, el procesado previo de la información, que ha consistido en la aplicación de técnicas de suavizado de ruido de los sensores inerciales, y por otro, la obtención de la aceleración vertical, para no tener en cuenta la orientación ni la posición del sensor inercial respecto al cuerpo del saltador.

Otra de las contribuciones más destacadas ha sido el desarrollo de un algoritmo para detectar, en las gráficas de desplazamiento

respecto al tiempo, los instantes de antepié y retropié. Estos no se pueden obtener sin un tratamiento previo de datos, como ocurre con la fuerza y la aceleración.

La última contribución efectuada es la realización de un estudio estadístico de los datos extraídos por los sensores de bajo coste aparecidos en los últimos años. Se ha tomado como referencia el sistema inercial propuesto, y se ha enfrentado con el resto de sistemas de bajo coste, viendo las correlaciones existentes entre ellos.

Estas contribuciones han logrado un avance de la técnica en la utilización de los sensores inerciales de bajo coste para la cuantificación del salto vertical, abriendo nuevas líneas de trabajo que deberían ser exploradas.

Agradecimientos

En las siguientes líneas quiero agradecer la ayuda mostrada por parte de familiares, amigos y compañeros para llevar a buen cabo esta tesis doctoral.

En primer lugar, quiero agradecer al Dr. Pablo García Bringas por haber depositado en mí su confianza, hace más de 8 años, cuando empecé en un laboratorio en la quinta planta de ESIDE, donde hacía un calor insoportable durante todo el año, y se hacía llamar S³Lab, y que en estos días se conoce como *DeustoTech Computing*

Dr. Juan Ramón López, que ha sido la persona que me ha sabido llevar por buen camino y enseñarme muchas cosas del mundo de la biomecánica, por su inestimable ayuda y sus ánimos, que han hecho que el duro camino haya sido un poquito más fácil.

Compañeros del laboratorio: Sergio, por esos momentos de comentarios matemáticos que siempre han ayudado; Iker, Asier, Jorge, Xabi, Mikel, Javi, Carlos y Borja, quienes han estado ahí en todo momento; algunos que ya no están y que pasaron unos años allí, y los que todavía continúan al pie del cañón sacando los proyectos adelante.

Unai, que aún estando en Seattle, fue el que hizo que me picara el gusanillo del de la aplicación de la ingeniería en el deporte. Enry, te tengo un poco olvidado, pero ya haremos unos buenos DX y pensaremos en los proyectos futuros de la estación remota y concursos.

Izaskun, por el aguante que ha tenido en los malos momentos que he pasado durante este tiempo, y por su ayuda para superarlos. Siempre has estado ahí, y espero que lo sigas estando por muchos años.

Familia: aita, ama, Itxa, por haberme ayudado y apoyado durante todos estos años, y en especial en esta última etapa. Ana Mari, por las estancias en Donosti, por esos momentos de charla y esas

comidas tan buenas que dan las energías para continuar. Andoni, esos paseos para distraer la mente por la mañana que dan algo de oxígeno a las neuronas para seguir funcionando.

DeustoTech y la Universidad de Deusto, por haber hecho posible esta tesis doctoral, habiendo pasado muchas horas de lectura y escritura en ella.

Por último, quiero agradecer a Kirolene por todas las facilidades mostradas a la hora de acceder a los dispositivos de captura biomecánicos, cedidos para hacer las pruebas y validar la hipótesis de esta tesis doctoral.

Para todos ellos, los presentes y los no presentes . . . *Eskerrik asko, bene benetan.*

Índice general

Índice de figuras	xi
Índice de tablas	xiii
1 Introducción	1
1.1 Motivación	2
1.2 El deporte en cifras	3
1.3 Biomecánica deportiva	4
1.3.1 Tipos de análisis biomecánicos	5
1.3.2 Aplicaciones en deportes de equipo	6
1.4 Identificación de la problemática	6
1.5 Retos a superar	7
1.6 Hipótesis y objetivos	8
1.7 Metodología de la investigación	10
1.8 Estructura del documento	12
2 Estudio de la técnica	15
2.1 Sistemas de captura de movimiento	16
2.2 Sistemas ópticos	17
2.3 Sistemas inerciales	19
2.3.1 Acelerómetro	20
2.3.2 Giroscopio	22
2.3.3 Magnetómetro	23
2.4 Plataformas de fuerza	24
2.5 Dispositivos de captura en biomecánica	26
2.5.1 Deportes	27
2.5.1.1 Natación	27
2.5.1.2 Esquí	29

ÍNDICE GENERAL

2.5.1.3	Tenis	31
2.5.1.4	Ciclismo	31
2.5.1.5	Atletismo	32
2.5.1.6	Golf	33
2.5.1.7	Otros	34
2.5.1.8	Lesiones	35
2.5.2	Medicina	36
2.5.2.1	Rehabilitación	37
2.5.2.2	Análisis de la marcha	39
2.5.3	Entretenimiento	41
2.5.3.1	Cine	42
2.5.3.2	Videojuegos	43
2.6	Sistemas comerciales	44
2.6.1	Sistemas ópticos	45
2.6.1.1	Vicon	45
2.6.1.2	Qualisys	45
2.6.1.3	AR-Tracking	46
2.6.1.4	Optitrack	46
2.6.2	Sistemas inerciales	47
2.6.2.1	X-Sens	47
2.6.2.2	Noraxon	48
2.6.2.3	Shimmer Sensing	48
2.6.2.4	STT	48
2.6.3	Plataformas de fuerza	49
2.6.3.1	Kistler	49
2.6.3.2	Amti	49
2.6.3.3	Bertec	50
2.6.4	Comparativa	50
3	Los saltos verticales	53
3.1	Tipos de salto	54
3.1.1	Salto de squat (SJ) o salto de talón	54
3.1.2	Salto con contramovimiento (CMJ)	55
3.1.3	Salto con contramovimiento (CMJ) con carga	56
3.1.4	Abalakov	57
3.1.5	Salto con caída (DJ) drop jump	58
3.1.6	Salto reactivo (RJ)	62
3.2	Pruebas de evaluación del salto vertical	63
3.2.1	Test de Dudley Sargent	63

3.2.2	Test de Abalakov	64
3.2.2.1	Variantes	65
3.2.3	Test de Dal Monte	66
3.2.4	Test de Stiffness	66
3.2.5	Test de Bosco	67
3.3	Identificación de las fases del salto	67
3.4	Fases e instantes del salto vertical	70
3.5	Funciones del salto vertical	71
3.5.1	Altura frente al tiempo	72
3.5.2	Velocidad frente al tiempo	73
3.5.3	Aceleración frente al tiempo	74
3.5.4	Fuerza frente al tiempo	75
3.5.5	Potencia frente al tiempo	76
3.6	Parámetros del salto vertical	77
3.6.1	Duración del salto	77
3.6.2	Fase de despegue	77
3.6.3	Fase concéntrica	78
3.6.4	Fase excéntrica	78
3.6.5	Tiempo de vuelo y altura máxima	78
3.6.5.1	Diferencias de marcas	83
3.6.5.2	Integración numérica de los datos fuerza-tiempo de la batida	85
3.6.5.3	Medición del tiempo de vuelo del salto vertical	88
3.6.6	Fase de aterrizaje	91
3.6.7	Antepié	91
3.6.8	Retropié	91
4	Sistemas de captura propuestos	93
4.1	Sistema inercial propuesto	94
4.1.1	Sensor inercial	94
4.1.2	Memoria externa	96
4.1.3	Sistema de comunicaciones inalámbricas	96
4.1.4	Microcontrolador	97
4.2	Plataforma de fuerza	97
4.3	Plataforma de contacto	99
4.4	Encoder rotativo lineal	101
4.5	Sistema óptico	102

ÍNDICE GENERAL

5	Descripción del experimento	107
5.1	Diseño experimental	107
5.2	Protocolo de pruebas	108
5.2.1	Normas éticas y criterios de inclusión	108
5.2.2	Cineantropometría	109
5.3	Test de salto	109
6	Validación de sistemas de captura del movimiento	113
6.1	Datos proporcionados por los sistemas	113
6.1.1	IMU - Obtención de la aceleración vertical	114
6.1.1.1	Ruido en los sensores inerciales	114
6.1.1.2	Cálculo de la altura mediante sensor inercial	116
6.1.2	Tratamiento Kinovea	126
6.1.3	Tratamiento encoder	127
6.1.4	Tratamiento plataforma de fuerza	127
6.1.5	Tratamiento plataforma de contacto	128
6.2	Parámetros a partir de la información proporcionada por los sistemas	128
6.2.1	Suavizado de datos origen	128
6.2.2	Sensor inercial	130
6.2.3	Plataforma de fuerza	136
6.2.4	Software tratamiento imagen	140
6.2.5	Encoder lineal	141
6.2.6	Plataforma de contacto	146
6.3	Contraste de los datos obtenidos por el sensor inercial frente a los otros sistemas	146
7	Conclusiones	151
7.1	Principales contribuciones	151
7.2	Aplicaciones de la investigación	154
7.3	Limitaciones	155
7.4	Trabajo futuro	156
7.5	Consideraciones finales	158
A	HOJA DE INFORMACIÓN	159
B	SOLICITUD DE INFORMACIÓN DEL ESTUDIO	163
	Bibliografía	165

Índice de figuras

1.1	La evolución de la industria del deporte en la última década . . .	4
2.1	Plataforma de fuerzas	25
2.2	Sistema propuesto por Jovanov	38
2.3	Pasillo de la marcha. Universidad de Salford, Reino Unido . . .	40
2.4	Tom Hanks. Captura de movimiento. Película Beowulf (2007)	42
3.1	Ejecución del salto de <i>squat jump</i>	54
3.2	Ejecución del salto con contramovimiento	55
3.3	Ejecución del salto con caída	59
3.4	Ejecución del salto reactivo	62
3.5	Ejecución del salto de <i>Dudley Sargent</i>	64
3.6	Ejecución del salto de <i>Abalakov</i>	65
3.7	Test de salto según la metodología de <i>Dal Monte</i>	66
3.8	Fases del salto vertical según <i>Linthorne</i>	68
3.9	Fases del salto vertical	70
3.10	Altura respecto al tiempo en salto con contramovimiento . . .	72
3.11	Velocidad respecto al tiempo en salto con contramovimiento .	73
3.12	Aceleración respecto al tiempo en salto con contramovimiento	74
3.13	Fuerza respecto al tiempo en salto con contramovimiento. . . .	75
3.14	Potencia respecto al tiempo en salto con contramovimiento. .	76
3.15	Variación del centro de gravedad en un salto vertical	83
3.16	Variación del centro de distancia según el test de Sargent y el test de la plataforma de contacto	84
3.17	Instantes t_1 y t_2 según la plataforma de fuerza	89
4.1	Sensor inercial desarrollado	94
4.2	Plataforma de fuerza desarrollada	98
4.3	Plataforma de contacto <i>Chronojump</i>	100

ÍNDICE DE FIGURAS

4.4	Encoder lineal con mosquetón de sujeción	101
4.5	Marcadores pasivos empleados	105
5.1	Posicionamiento de los sensores en un saltador	111
6.1	Señal obtenida por el acelerómetro en reposo	115
6.2	Señal obtenida por el giroscopio en reposo	115
6.3	Señal obtenida por el magnetómetro en reposo	116
6.4	Representación cuaternión	119
6.5	Interpolación (izquierda) y aproximación (derecha) de puntos .	129
6.6	Smoothing spline aplicado a la aceleración vertical	130
6.7	Salto con contramovimiento sin brazos obtenido a través del sensor inercial	131
6.8	Proceso de suavizado de la aceleración vertical	132
6.9	Salto con contramovimiento sin brazos medido con la platafor- ma de fuerza	137
6.10	Pesos ejercidos sobre la plataforma de fuerzas ordenados en ascendente	137
6.11	Variación del centro de masas según sistema de captura óptico	141
6.12	Salto con contramovimiento sin brazos medido con el encoder lineal	142
6.13	Gráficos de dispersión de la altura de los 4 sensores	147
6.14	Diagrama de cajas correspondiente a la altura de los 4 sensores	149

Índice de tablas

2.1	Comparativa de sistemas ópticos (I)	50
2.2	Comparativa de sistemas ópticos (II)	51
2.3	Comparativa de sistemas inerciales	51
2.4	Comparativa de plataformas de fuerza	52
3.1	Instantes de tiempo capturados según el sensor empleado . . .	72
3.2	Puntos obtenidos según el sensor empleado	91
4.1	Valores admitidos por el sensor inercial	95
6.1	Correlaciones de Pearson entre sensores	148

Introducción

DESDE las primeras olimpiadas celebradas en la Antigua Grecia, hasta nuestros días, ha cambiado la forma de ver y practicar deporte. La evolución tecnológica acontecida en el último siglo, ha revolucionado la forma de entender y practicar el deporte. Los avances más importantes siempre se daban en las categorías de élite, donde los medios de que disponen siempre han sido muy buenos, ya que el rendimiento que deben de tener en estas es muy alto. Pero el avance de la electrónica, así como su abaratamiento y aumento de comunidades *Do It Yourself*, ha hecho que se desarrollen y diseñen dispositivos de bajo coste con los que poder valorar el estado de un deportista por mucho menos dinero. La mayor parte de estos sistemas no se han valorado científicamente y se desconoce el rendimiento que tienen frente a sistemas tradicionales.

Los conocidos como *wearables* también han marcado un antes y un después en sistemas deportivos de bajo coste. La aparición de medidores de frecuencia cardíaca o ropa deportiva sensorizada está haciendo que muchas personas empiecen a sentir curiosidad por la monitorización de la actividad física. Por ahora, no se emplean en la monitorización biomecánica, pero de seguir progresando la tecnología a este ritmo, es posible que se encuentren dentro de poco en el mercado.

Uno de los sistemas más antiguos de valoración de atletas es el salto vertical. Se lleva empleando desde hace casi un siglo [Ger34] y aún continúa utilizándose [Ale12]. Todo ese recorrido a lo largo del tiempo ha hecho que sea muy empleado en la realización de diversas pruebas, cada una de ellas con

una finalidad específica. Pero no solo su aplicación está en el deporte, también se emplea para la valoración de personas con enfermedades, donde se pueden cuantificar sus problemas y su evolución.

Todos los sistemas que se emplean para capturar y analizar el movimiento son sistemas de alto coste, que están al alcance de muy pocas personas. De estos equipos suelen disponer los clubs deportivos y hospitales, cada uno de ellos para una finalidad muy diferente. Este problema ha hecho que analizando la técnica y el mercado, y viendo que puede ser factible desarrollar un sistema de captura de movimiento para biomecánica, se proponga validar un sistema basado en sensores inerciales de bajo coste, capaz de capturar y analizar el movimiento. El objetivo es determinar que es posible obtener medidas similares frente a sistemas tradicionales empleados para este fin.

El resto del capítulo se encuentra organizado mediante la siguiente estructura. En la sección 1.1 se describe la motivación que ha llevado al desarrollo de esta tesis doctoral. La sección 1.2 muestra la situación económica del sector deportivo. La sección 1.3 hace una pequeña introducción a la biomecánica deportiva. La sección 1.4 identifica la problemática por la cual se realiza esta investigación. En la sección 1.5 se detallan los retos a superar para la consecución de esta tesis. La sección 1.6 trata sobre la hipótesis de partida, así como los objetivos que se deberán de cumplir durante su desarrollo. La sección 1.7 especifica la metodología que se ha empleado durante la investigación. Por último, la sección 1.8 presenta la estructura de la presente tesis doctoral.

1.1 Motivación

El deporte abarca desde sectores de alta tecnología (como el militar y aeroespacial), a otros de productos de consumo en masa (como indumentaria o calzado). Por lo tanto, proporciona un área óptima para la transferencia de innovación procedente de entornos tecnológicamente exigentes, que encuentran sus primeras aplicaciones en el consumo masivo. Un claro ejemplo es el uso de los sensores inerciales, que se trata de dispositivos muy utilizados en guiado de aeronaves y que, con el paso del tiempo, han ido integrándose en dispositivos electrónicos de consumo personal. Un claro ejemplo es que todos *smartphones* disponen de al menos uno.

Por otro lado se ha destacado que el deporte actúa como tractor de tecnología, de nuevos conceptos, actividades y oportunidades y, además, dispone de una capacidad privilegiada de transferencia a otros sectores y, por supuesto, a la sociedad.

La práctica del deporte es recomendada para la mayor parte de la población por todos los beneficios que supone para la salud. Desde un simple paseo hasta competiciones de alto rendimiento a nivel profesional, en todos ellos y aunque no se perciba, interviene la biomecánica. Otro punto importante es su uso en medicina, principalmente en la rehabilitación, donde las capacidades de cuantificación durante un proceso rehabilitador son muy altas. Para todos ellos es necesario disponer de sistemas que permitan valorar estos parámetros, pero los actuales aún continúan teniendo un coste elevado, por lo que el acceso a ellos es limitado.

Por un lado, el avance del deporte y la semi-profesionalización del mismo por parte de muchos aficionados, está haciendo que las personas se propongan más metas de superación personal. Esto hace necesario su paso por la mejora de la técnica, en la que interviene entre otros factores la biomecánica. Para una correcta cuantificación es necesario realizar una revisión mediante sistemas profesionales que muchos aficionados no pueden permitirse.

Por otro lado, los avances en la medicina también están haciendo que los sistemas evolucionen. El mayor problema al que se enfrentan los profesionales sanitarios, en especial los fisioterapeutas, es que en muchas situaciones su única forma de valorar a un paciente es mediante una imagen visual, y por tanto subjetiva. El acceso a estos sistemas profesionales es muy limitado, haciendo que pocos fisioterapeutas se puedan permitir la adquisición de uno.

El avance técnico está permitiendo la aparición de componentes de bajo coste y la aparición de dispositivos que empiezan a valorar ciertas aptitudes. En este momento, se detecta la necesidad de disponer de un sistema de bajo coste capaz de cuantificar variables biomecánicas ya sea para el uso deportivo o médico.

1.2 El deporte en cifras

El deporte se encuentra entre una de las industrias que más dinero mueve a nivel mundial, con una tendencia de crecimiento clara en los últimos años, como se puede observar en la figura 1.1. Se estima que la cifra de negocio actualmente se encuentra sobre los 140 billones de euros, y se espera que haya un incremento gradual del 3 % cada año. Los años en los que se han celebrado los Juegos Olímpicos (2008 en Pekin y 2012 en Londres), el incremento que se produjo fue aún mayor, entorno al 8 %.

La industria del deporte genera en todos los países un fuerte impacto en el producto interior bruto y en la generación de puestos de trabajo. En el

1. INTRODUCCIÓN

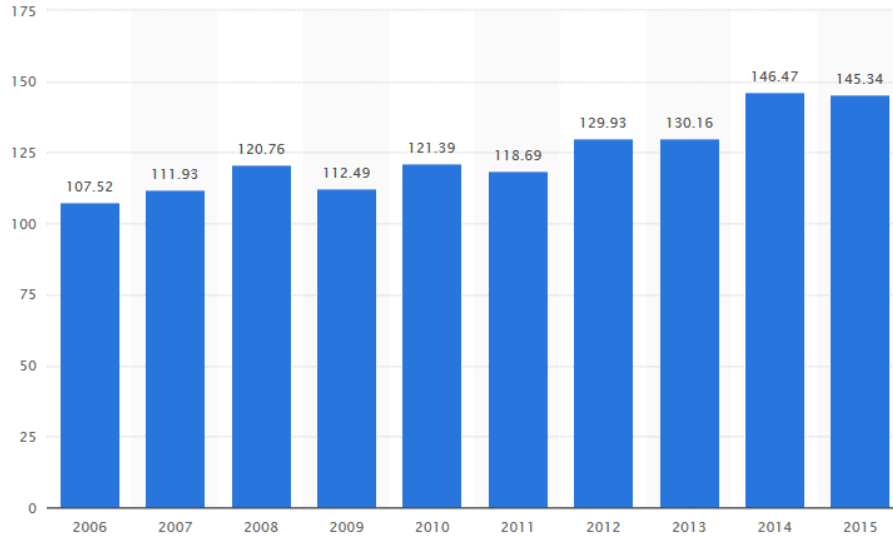


Figura 1.1: La evolución de la industria del deporte en la última década

año 2013, en España, esta cifra correspondía con un 2 % del PIB, una cifra de negocio de 9.000 millones de euros y unos empleos directos e indirectos entorno a las 110.000 personas. Con estas cifras, se puede ver la importancia de este sector en la generación de riqueza, y que es uno de los que más proyección tiene para los próximos años.

Un claro ejemplo de esta proyección es el fenómeno que está teniendo lugar con el *running*. Según el grupo NDP, solamente en España, todo lo relacionado con la industria textil para este deporte (que comprende ropa y zapatillas), tuvo una facturación de 300 millones de euros en el año 2014. Según el Instituto Choiseul las actividades deportivas para ese año tienen ya una contribución al PIB nacional superior al 2,5 %. Además, el sector relacionado con el deporte es el cuarto que más empleo ha generado en España en 2014, por detrás del sector sanitario.

1.3 Biomecánica deportiva

El término proviene de la unión de las raíces *bio* (biología) y *mecánica* (rama de la física que estudia el movimiento de los cuerpos). Por lo tanto, se puede definir la biomecánica como “la ciencia que estudia el movimiento de los organismos biológicos aplicando las leyes de la mecánica”. Pero, si se habla de biomecánica deportiva, sería más correcto definirla como “la ciencia que estudia el movimiento del deportista aplicando las leyes de la mecánica, con

el objetivo de aumentar el rendimiento y evitar las lesiones”.

Gracias a la biomecánica, es posible conocer las características de un gesto deportivo en concreto. Se compara la técnica del deportista con la técnica considerada como ideal, y se procede a plantear las modificaciones necesarias en el entrenamiento para corregir los posibles errores.

A pesar de ser más aplicable en los deportes individuales y cíclicos, también tiene su beneficio en los deportes colectivos como el fútbol.

En los deportes de equipo, la acción de juego (interacción con compañeros, adversarios y/o móvil) provoca que las acciones motrices sean siempre diferentes y, por lo tanto, menos propensas al estudio biomecánico. Por ejemplo, la ejecución de un golpeo en fútbol dependerá de la posición en el campo, de la posición y actitud del contrario, del nivel de fatiga etc. Pequeñas diferencias que pueden conllevar diferencias sustanciales en el gesto técnico.

Aun así, en los deportes de equipo también se dan situaciones estandarizadas que pueden analizarse desde el punto de vista biomecánico para valorar la técnica, controlar el entrenamiento y evaluar la mejora del rendimiento.

1.3.1 Tipos de análisis biomecánicos

Con el objetivo de medir las distintas variables que afectan al rendimiento de un deportista, la biomecánica utiliza distintos tipos de análisis.

La división más común se puede hacer entre metodologías cualitativas y metodologías cuantitativas. Las primeras, más subjetivas, se basan en la observación a simple vista. Las segundas, en cambio, cuantifican de forma mucho más precisa y objetiva los parámetros a analizar.

Las técnicas cuantitativas, a pesar de ser más precisas, implican utilizar un material generalmente costoso con el que poder cuantificar correctamente la técnica deportiva.

En general, los análisis biomecánicos cuantitativos son los siguientes [Hay85]:

1. **Análisis cinemático** Estudia la posición, velocidad y aceleración de los distintos segmentos corporales (brazos, piernas, tronco, etc.) sin tener en cuenta la fuerza que los produce. En otras palabras, se trata de analizar el movimiento del deportista tal y como se ve desde el exterior.
2. **Análisis cinético** Estudia las causas que originan el movimiento, es decir, las fuerzas que lo ocasionan. Es analizar el movimiento del deportista a través de la fuerza producida por sus propios músculos, la gravedad y otras fuerzas implicadas en el gesto técnico.

3. **Análisis electromiográfico (o EMG)** Estudia la activación eléctrica de los músculos del deportista a través de electrodos especiales, que son colocados sobre la piel o insertados en los músculos a través de agujas especiales.
4. **Análisis aerodinámico** Estudia la fuerza de resistencia producida por el aire para intentar reducirla al máximo. Se emplea en algunos deportes en los que el deportista se mueve a gran velocidad, como el ciclismo.
5. **Modelización por ordenador** Consiste en realizar un modelo informático del gesto deportivo, y estudiar así cómo se ve afectado por distintas variables.

1.3.2 Aplicaciones en deportes de equipo

Tras explicar qué es la biomecánica y los análisis posibles, a continuación se listan las tres aplicaciones de la biomecánica en los deportes de equipo [Mar93], [Mar08]:

1. **Análisis del gesto deportivo** Puede realizarse en gestos deportivos estandarizados, cuyos patrones de ejecución estén documentados, siendo conscientes de que su aplicabilidad se verá limitada, debido a que las características del deporte harán que la situación no se repita exactamente igual en competición. Los gestos deportivos a analizar, aplicados al fútbol, podrían ser diferentes golpeos de balón.
2. **Análisis del gesto técnico en situación de competición** Se trata de un análisis teórico difícil de llevar a la práctica, debido a la alta variabilidad de las mediciones, ya que no habrá gestos exactamente iguales a otros.
3. **Valoración funcional y/o prevención de lesiones** Consiste en determinar las modificaciones producidas por el entrenamiento en las distintas capacidades físicas. De esta manera, se puede valorar la función del deportista y analizar patrones directamente relacionados con lesiones con el fin de prevenirlas.

1.4 Identificación de la problemática

En una sociedad en la que el deporte está presente a diario y donde el practicar una modalidad deportiva como aficionado es una prescripción médica

prácticamente para todas las personas, por los beneficios que tiene sobre la salud, disponer de sistemas que ayuden a hacerlo correctamente no es posible por la carestía de los mismos.

En cualquier deporte, aunque se practique a nivel de aficionado, es difícil cuantificar los parámetros biomecánicos del individuo. Aunque en el mercado ya existen sistemas como los medidores de frecuencia cardíaca, ahora más accesibles por el descenso de los precios de los componentes electrónicos, o de los medidores GPS que nos muestran el recorrido realizado, no existen sistemas de bajo coste capaces de cuantificar variables inherentes a la modalidad que se está practicando. La reducción de precio de los sensores inerciales ha hecho posible que se puedan diseñar sistemas similares a un medidor de frecuencia cardíaca pero que registran más variables para su análisis.

Visto que los sistemas existentes no se encuentran al alcance de las personas aficionadas por su elevado precio, se propone la validación de un sistema de captura de movimiento de parámetros biomecánicos basado en sensores inerciales de bajo coste capaces de medir una determinada acción.

1.5 Retos a superar

Dado el avance de la electrónica y la creación de una gran comunidad de personas que, desinteresadamente, comparten sus conocimientos a través de la red, se establecen unos retos importantes a superar durante el desarrollo de esta tesis doctoral. Los más relevantes son los siguientes:

- **Desarrollo de una plataforma de fuerzas de bajo coste:** La necesidad de adquirir información de calidad ha hecho necesario el desarrollo de una plataforma de fuerzas que permita realizar el análisis de las fuerzas de reacción contra el suelo en un salto vertical. Se establecen como artículos de partida en el diseño lo publicado por Gola [Gol80] y Heglund [Heg81]. Las bases son claras, pero el avance tecnológico ocurrido hará necesario un estudio de sensórica adaptado a los tiempos actuales.
- **Desarrollo de un sensor inercial de bajo coste:** Otro reto importante a completar es la realización de un sistema inercial de bajo coste que permita capturar parámetros biomecánicos. En la literatura aparecen muchas publicaciones de la última década haciendo referencia a esta tecnología, muy empleada en aeronáutica, pero nueva en la captura de movimiento. Vlasic et ál. [VAV⁺07] propusieron las bases para la creación de sistemas inerciales para la captura en ambientes normales

fuera de los habituales de laboratorio, donde ya existen sistemas comerciales con buenos resultados. Por tanto, es importante disponer de este sistema, ya que será contra el que se validará el resto de sistemas.

- **Método de validación de sensores inerciales mediante saltos verticales:** No existe un protocolo que permita la validación de sensores inerciales para realizar la captura de datos biomecánicos. Para valorar que el sistema desarrollado cumple con los parámetros mínimos de calidad, será necesario cuantificar los errores asumibles en los cálculos. Estos deberán ser validados frente a otros sistemas de captura ya previamente calibrados, y con los que se determinarán sus capacidades, de la misma forma que realizó De Vries [DVVBVDH09] para la validación de sensores magnéticos.

Estos son los tres grandes retos a superar para la realización de esta tesis doctoral. Cada uno de ellos es complementario y necesario entre sí.

1.6 Hipótesis y objetivos

Debido a la falta de soluciones de bajo coste en el ámbito del deporte aficionado, se propone realizar y validar un avance del estado de la técnica con el afán de conseguir un sistema para captura biomecánica y de bajo coste, partiendo de la siguiente hipótesis fundamental:

«La aplicación de técnicas estadísticas y de extracción automática de conocimiento puede permitir desarrollar sistemas que, empleando sensores inerciales, permitan la cuantificación del salto vertical manteniendo las prestaciones de un sistema profesional a un coste muy reducido.»

Para probar la hipótesis planteada, a continuación se especifican una serie de objetivos generales. Estos, a su vez, los hemos desglosado en objetivos específicos para validarlos de una forma óptima.

Objetivo principal 1 *Evaluar un sistema inercial frente a sistemas de captura, todos ellos de bajo coste, para el cálculo de la altura en el salto vertical.*

A continuación se plantean varios objetivos específicos con los que buscamos cumplir el objetivo principal descrito.

Objetivo específico 1 *Construir una plataforma de fuerzas de bajo coste.*

Objetivo específico 2 *Construir un sensor inercial de bajo coste.*

Objetivo específico 3 *Evaluar los saltos verticales mediante el sensor inercial de bajo coste desarrollado y frente a otros sistemas tradicionalmente empleados para esta función.*

El primer objetivo específico es construir una plataforma de fuerzas con una alta resolución y una frecuencia de muestreo alta. Para ello, el sistema debe cumplir unos requisitos básicos y debe de ser homologado por una entidad acreditada de certificación, que valide que el sistema desarrollado es válido para capturar datos.

El segundo objetivo específico es desarrollar y evaluar un sensor inercial que permita la captura de movimiento. Este debe de ser pequeño y de bajo peso para que su uso no sea problemático para el usuario.

Por último, el tercer objetivo específico es evaluar los sistemas creados, frente a los sistemas comerciales existentes de bajo coste, como son la plataforma de contacto desarrollada y validada por una entidad certificadora, una plataforma de contactos, un encoder lineal rotativo y una cámara de alta velocidad con un software de tratamiento gratuito.

A fin de lograr estos objetivos específicos, se han definido una serie de objetivos operacionales que indican las tareas a realizar. Los objetivos operacionales que hemos marcado son los siguientes:

Objetivo Operacional 1 *Diseñar y fabricar una plataforma de fuerza con capacidad de captura de información de saltos verticales.*

Objetivo Operacional 2 *Diseñar y fabricar una placa de circuito impreso con un giroscopio, acelerómetro y magnetómetro que permita capturar la información de un salto vertical.*

Objetivo Operacional 3 *Establecer los instantes y fases importantes del salto vertical.*

Objetivo Operacional 4 *Generar un algoritmo para el suavizado de datos relativos a los sensores inerciales.*

Objetivo Operacional 5 *Extraer los datos relevantes de los saltos de talón y con contramovimiento, con y sin brazos, de forma automática.*

Objetivo Operacional 6 *Evaluar los sensores de bajo coste frente al sensor inercial desarrollado.*

1.7 Metodología de la investigación

Para conseguir los objetivos definidos, se empleará la siguiente metodología de investigación compuesta por las fases que se enumeran a continuación: (i) la identificación de la problemática o de los retos a superar, (ii) la adquisición del conocimiento, (iii) la división de los retos a superar, (iv) el análisis e interpretación de los resultados globales, y (v) la difusión de los resultados.

1. **Identificación de la problemática o de los retos a superar.** Durante este primer paso de la metodología de investigación escogida, se identificará de una forma concreta y exacta el problema al que queremos dar solución, estableciendo de una forma clara los límites de la misma.
2. **Adquisición de conocimiento.**
 - (a) En primer lugar, será necesario adquirir una base de conocimiento a nivel global en el tema que se va a estudiar. Con este conocimiento se conseguirá tener un enfoque más genérico del tema, que permitirá una mayor profundización en fases posteriores.
 - (b) En segundo lugar, y una vez obtenida una base de conocimiento global, se procederá a una adquisición de conocimiento relativo a un área más específica.
3. **División de los retos a superar.** Siguiendo con el concepto conocido como *Divide y Vencerás*, se busca dividir la problemática que hemos identificado en el primero de los pasos de la metodología. De esta forma, se conseguirá generar diversos problemas de menor tamaño y complejidad a partir de uno mayor, lo que a su vez conllevará una solución de menor complejidad. En este caso en concreto, y debido a que la solución final contempla más de un área de estudio, esta fórmula de trabajo está completamente justificada. Por otro lado, queremos destacar que esta fase es uno de los puntos más críticos de la metodología que planteamos, ya que si no realizamos la división de la problemática de forma

correcta, pondríamos en peligro la búsqueda de la solución global inicialmente definida. A continuación se especifican las distintas fases en las que nos hemos basado para realizar esta división de la problemática.

- (a) Adquisición de un conocimiento más específico del área en concreto. Desde el momento en el que se tienen bien definidos y delimitados los diferentes problemas a los que se quiere dar solución, se procede a realizar un estudio, profundizando más en el área a tratar.
- (b) Definición del experimento. En este punto, se tiene que realizar una definición formal de lo que vamos a investigar, además de las técnicas que emplearemos para ello. Como resultado de este paso, se obtiene la instrumentación, que será necesaria para la realización del experimento, así como para la medición de los resultados del mismo.
- (c) Evaluación de los resultados parciales. En este apartado se procede a recoger los datos que se obtienen como resultado de la experimentación.
- (d) Análisis de los resultados parciales. Por último, y después de tener los resultados generados a partir de la experimentación definida, se tienen que analizar estos en base a los instrumentos que se han definido con anterioridad, realizando de esta forma una evaluación de los mismos que solucionen el problema planteado.

4. **Análisis e interpretación de los resultados globales.** Una vez llegados a este punto de la metodología, se parte de la premisa de que todas las divisiones de la problemática que hemos planteado tienen ya solución. De esta forma, fusionando las distintas respuestas dadas a las pequeñas problemáticas encontradas, conseguiremos atajar la problemática global planteada en un primer momento.

5. **Difusión de los resultados.** Como último paso de la metodología, se darán a conocer a la comunidad científica los resultados que hemos ido obteniendo a lo largo de la experimentación realizada. Así, se irá compartiendo todo el conocimiento adquirido durante la investigación. Pero además de esto, se irá validando y contrastando en todo momento la investigación que se vaya realizando.

1.8 Estructura del documento

La tesis doctoral que se presenta a lo largo de este documento, se encuentra organizada en los siguientes capítulos: (i) introducción, (ii) estudio de la técnica, (iii) los saltos verticales, (iv) sistemas de captura propuestos, (v) descripción del experimento, (vi) validación de sistemas de captura del movimiento y (vii) conclusiones.

1. **Introducción.** En este capítulo se establecen las bases del contexto necesarias para el desarrollo del resto de capítulos de la tesis. Para esto se comienza con la motivación que ha empujado a la realización del presente estudio. Se continúa con la introducción a la biomecánica deportiva en sus diferentes vertientes. En la siguiente sección se realiza la identificación de la problemática que existe en la captura de movimiento de parámetros biomecánicos. Seguidamente, se establece la hipótesis fundamental en la que se basa la realización de este trabajo, así como los objetivos que se buscan cumplir. Finalmente, se expone la metodología que se ha seguido para realizar la investigación de esta tesis doctoral.
2. **Estudio de la técnica.** En este capítulo se realiza un exhaustivo estudio de la literatura acerca de los sistemas de captura de movimiento. Se comienza con una breve introducción a los sistemas existentes y seguidamente, se describen los sistemas de captura ópticos. A continuación, se describe la tecnología emergente de los sensores inerciales y cómo estos están compuestos. En la siguiente sección se explican las plataformas de fuerza, para continuar con una gran extensión de artículos científicos donde se describe su uso en tres grandes bloques, como son el deporte, la medicina y la industria del entretenimiento. Finalmente, se hace una mención a los sistemas comerciales existentes en dispositivos de captura, así como las principales características y su coste.
3. **Los saltos verticales.** Durante este capítulo se detallan los saltos verticales más habituales empleados para la cuantificación de deportistas y pacientes, así como las pruebas que emplean diferentes autores. Posteriormente, se detallan las fases del salto vertical, para lo que se toma de salto de referencia un salto con contramovimiento. De ese salto se identifican los puntos importantes a extraer para su posterior valoración, como son las fases de despegue y aterrizaje, las fases excéntricas y concéntricas, y los momentos de antepié y retropié.

4. **Sistemas de captura propuestos.** En este capítulo se explican los componentes del sistema de captura inercial propuesto que se ha desarrollado para capturar los datos del salto. El sistema está compuesto por un sensor inercial de 9 grados de libertad (acelerómetro, giroscopio y magnetómetro), memoria y sistema de comunicaciones inalámbricas. Cada uno de estos es descrito, y se explica la elección tomada. También se explican los demás sensores empleados frente a los que se va a validar este sensor inercial, que son una plataforma de fuerzas, una plataforma de contacto, un encoder lineal y un sistema óptico.
5. **Descripción del experimento.** El experimento debe de ser realizado bajo determinados criterios que se detallan en este capítulo. Se encuentra detallado el calentamiento a realizar, la vestimenta, las condiciones ambientales, la configuración y colocación de dispositivos, y el ejercicio a realizar, consistente en una serie de saltos verticales con unas características concretas.
6. **Validación de sistemas de captura de movimiento.** Este capítulo se encuentra dividido en tres grandes apartados. El primero de ellos muestra el tratamiento de los datos obtenidos para poder realizar operaciones con esa información. El segundo gran apartado habla de los parámetros que se van a extraer por cada uno de los sensores, y la forma matemática de obtenerlos. Por último, se explicará la validación llevada a cabo por el sensor inercial, frente al resto de sensores.
7. **Conclusiones.** En este capítulo presentaremos las conclusiones extraídas de la investigación llevada a cabo a lo largo de esta tesis doctoral. En concreto, se evaluarán los resultados obtenidos y se validará la hipótesis fundamental planteada. Además, se describirá la principal aplicación que tiene la presente investigación en la sociedad. Para finalizar, se expondrán las limitaciones del resultado de la investigación realizada y se plantearán las líneas de trabajo futuro.
8. **Apéndices.** En este último capítulo se incluyen dos apéndices. El primero de ellos es la hoja de información empleada para describir al participante la prueba que va a realizar y qué objetivos tiene. El segundo de ellos, es el consentimiento informado que se ha empleado para que el participante nos dé su autorización para tratar los datos recogidos durante el experimento.

Estudio de la técnica

TRADICIONALMENTE, los profesionales de la medicina y el deporte empleaban, y continúan empleando, su propio criterio para valorar a pacientes o deportistas, dada la falta de sistemas que permitan cuantificar las aptitudes biomecánicas de una persona. Aunque para cada uno de ellos el objetivo es completamente diferente, los dos tipos de profesionales necesitan disponer de herramientas con las que poder valorar objetivamente, y sin ningún criterio de subjetividad, variables biomecánicas para conocer la situación de la persona.

En el sector médico, la variedad de aplicación es muy extensa, aunque la principal aplicación se da en las áreas de traumatología y rehabilitación. En la primera, por su posibilidades a la hora de valorar el alcance de una lesión, y en la segunda, por las posibilidades de valorar el progreso de un paciente tras una lesión.

En cambio, en el mundo del deporte las aplicaciones son muy variadas dependiendo de la modalidad deportiva en la que se desee emplear. El objetivo en este caso es bien diferente: maximizar las capacidades de un deportista. En deporte de aficionado permitirá que el deportista sea más eficiente en su modalidad, pero en deporte profesional hay que maximizar sus capacidades atléticas.

El empleo de estas herramientas no es exclusivo de los dos campos mencionados anteriormente, sino que también existen otras aplicaciones como en la industria cinematográfica, que los emplea para dar más realismo a las escenas creadas por ordenador, o en la industria militar, donde es empleado para

cuantificar los ejercicios de entrenamiento.

Este capítulo se organiza de la siguiente forma. En la sección 2.1 se hace una breve introducción a todos los tipos de sistemas de captura de movimiento existentes. En la sección 2.2 se detallan los sistemas de captura ópticos. Para la sección 2.3 se comentan los sistemas de captura basados en sensores inerciales y, dentro de éste, se explican los funcionamientos del acelerómetro, giroscopio y magnetómetro. En la sección 2.4 se describe la composición de las plataformas de fuerza. En la sección 2.5 se detallan las últimas aportaciones científicas ocurridas en los últimos años en los campos más relevantes, como son el deporte (natación, esquí, tenis, ciclismo, atletismo, golf, etc...) , la medicina (rehabilitación y análisis de la marcha) y el sector de entretenimiento (cine y videojuegos). Para finalizar, en la sección 2.6, se hace un pequeño estudio de mercado de los sistemas comerciales, ópticos, inerciales y plataformas de fuerza.

2.1 Sistemas de captura de movimiento

Existen multitud de sistemas para la captura del movimiento, algunos de ellos específicos para partes concretas del cuerpo. En esta sección se hará una breve introducción a los sistemas más actuales y se darán algunos ejemplos de su uso.

Todos los sistemas de captura de movimiento son no invasivos y por lo tanto la persona que se somete a las pruebas no sufre ningún dolor. Cabe destacar también que el riesgo de lesión es mínimo, ya que los sistemas no son especialmente grandes ni pesados.

El dato de salida de cualquier sistema de captura es la información de la parte del cuerpo a monitorizar respecto al tiempo. La forma más representativa de estos datos es mediante una gráfica, donde el eje vertical es el movimiento y el eje horizontal es el tiempo.

Dependiendo de la magnitud y tecnología empleadas para capturar la información, a continuación se detallan los grandes grupos en los que se pueden clasificar los sistemas de captura de movimiento:

- **Ópticos:** Los sistemas ópticos utilizan los datos recogidos por sensores de imagen para inferir la posición de un elemento en el espacio, utilizando una o más cámaras sincronizadas para proporcionar proyecciones simultáneas.
- **Electromagnéticos:** En los sistemas de captura de movimiento electromagnéticos se dispone de una colección de sensores electromagnéticos

que miden la relación espacial con un transmisor cercano. Los sensores se colocan en el cuerpo y se conectan a una unidad electrónica central, casi siempre mediante cables. Están constituidos por tres espiras ortogonales que miden el flujo magnético, determinando tanto la posición como la orientación del sensor.

- **Electromecánicos:** Los sistemas de captura de movimiento electromecánicos son aquellos sistemas en los que, en general, la captura de movimiento se realiza utilizando sensores mecánicos. La persona a monitorizar viste unos trajes especiales, adaptables al cuerpo humano. Los trajes son generalmente estructuras rígidas compuestas de barras metálicas o plásticas, unidas mediante potenciómetros colocados en las principales articulaciones que recogen datos sobre su grado de apertura.
- **Fibra óptica:** Los primeros sistemas de este estilo fueron los guantes de fibra óptica, pero actualmente se intenta aplicar esta técnica a la captura de movimientos del cuerpo entero. Los guantes de fibra óptica están constituidos por un conjunto de fibras ópticas que, al doblarse, atenúan la luz transmitida, permitiendo calcular la posición de los dedos de la mano.
- **Ultrasonidos:** En los sistemas de captura de movimientos mediante ultrasonidos se utilizan emisores que generan pulsos ultrasónicos (imperceptibles por los seres humanos) que son capturados por uno o varios receptores situados en posiciones conocidas, permitiendo averiguar la posición del emisor en el espacio, e incluso su orientación en algunos casos.
- **Inerciales:** Utilizan unos pequeños sensores (normalmente acelerómetros y giroscopios) que recogen información sobre la aceleración y la velocidad angular del sensor. Conociendo la posición y la velocidad angular inicial e integrando las informaciones que recogen los sensores, es posible determinar la posición, eje de giro y velocidad angular de cualquier sensor.

2.2 Sistemas ópticos

Los sistemas ópticos para la captura de movimiento se basan fundamentalmente en cámaras. Estas se utilizan para realizar la digitalización de los datos de entrada para su traslado a un ordenador.

2. ESTUDIO DE LA TÉCNICA

La elección de la cámara que mejor se ajusta a las necesidades es una tarea complicada. En ella intervienen los siguientes factores que determinarán el modelo a adquirir:

- Resolución: Se trata de la cantidad de información que la cámara es capaz de recoger. A mayor información, mayor calidad en la captura y precisión de los datos.
- Velocidad de muestreo: Se trata del número de fotogramas que la cámara es capaz de recoger durante un determinado tiempo.
- Tipo: Dependiendo de la información a recoger, disponemos de varios tipos de cámaras:

Blanco y negro: Muestran los datos sobre los colores blanco y negro

Color: La información recogida está en color.

Infrarroja: Capturan la información emitida por rayos infrarrojos. Se puede utilizar para capturar en la oscuridad. Proporcionan la información en blanco y negro.

- Interfaz de conexión: Atendiendo a cómo se conectan con los ordenadores, se obtiene la siguiente clasificación:

Conexión directa: Mediante un protocolo de bus de serie universal o Firewire.

Conexión indirecta: Mediante una interfaz de red.

Para realizar la captura es necesario que el elemento que se desea digitalizar se encuentre marcado. Por lo que existen multitud de formas de marcar el cuerpo y/u objetos. Las más habituales son las siguientes:

- Marcadores pasivos: Se tratan de elementos que se unen al cuerpo en el lugar que se desea tener controlado. Están fabricados en materiales ligeros y de alto contraste respecto al fondo donde van ubicados. Algunos sistemas disponen de marcadores recubiertos de material reflectante para facilitar la trazabilidad del mismo.
- Marcadores activos: Se trata de marcadores similares a los pasivos, pero a los que se les incorpora iluminación para facilitar su identificación.

El funcionamiento de los sistemas de captura ópticos se basa en capturar imágenes de los marcadores. Cuando el marcador, ya sea activo o pasivo, se detecta por dos o más cámaras, éste se posiciona según el principio de triangulación. Este método que proviene de la trigonometría básica, aún se continúa utilizando. Brigante et ál. [BAB⁺11] lo emplean para calcular la posición de partes determinadas del cuerpo utilizando imágenes de cámaras tradicionales. El sistema pierde su eficacia cuando se dispone de un sistema con muchas cámaras. Para corroborar esto, Massiero et ál. [MC12] compararon los diferentes algoritmos cuando se utilizan más de 64 cámaras, siendo *L2 optimizado* el que mejores resultados obtuvo.

También se encuentran sistemas que no emplean ningún tipo de marcador, pero éstos se limitan a pequeñas aplicaciones para el manejo de sistemas, como por ejemplo el empleado por Microsoft para su videoconsola Kinect. Los sistemas sin marcadores disponen de una frecuencia de muestreo baja, así como una baja precisión, lo que hace que no se empleen de manera profesional para la captura de movimiento. Hondori et ál. [HKL12] utilizaron *sensor fusion* para mejorar la precisión de Kinect, junto con sensores inerciales, en pacientes con problemas de esclerosis lateral amiotrófica (ELA).

Los sistemas ópticos son calibrados mediante el propio software del fabricante. Para ello, junto con los sistemas, se entrega un marcador especial que debe ser colocado en el centro del área a capturar. Ese elemento será el origen de coordenadas (0/0/0) de todas las posiciones del objeto a monitorizar. Una vez almacenada esa posición, todo girará alrededor de ese origen.

2.3 Sistemas inerciales

Los sistemas inerciales están empezando a ser conocidos entre nosotros, debido a los videojuegos, con la inclusión de los mismos en las videoconsolas, así como en la telefonía móvil. Pero estos sistemas llevan muchos años en el mercado, siendo muy comunes en aeronáutica, donde se siguen empleando como elementos de guiado de aeronaves.

Son conocidos como unidades de medida inercial (Inertial Measurement Unit, IMU) y se componen de varios sensores mecánicos en miniatura que proporcionan datos relativos a la aceleración, velocidad y fuerzas gravitacionales.

Para ello emplean diferentes tecnologías, que, combinándolas entre sí, dan como resultado este dispositivo. Una característica que lo diferencia respecto a otras tecnologías es la capacidad de realizar las medidas en los tres ejes (X,

Y, Z). Los sensores de los que está compuesto son:

- Acelerómetro: Es un dispositivo que permite medir el movimiento.
- Giroscopio: Es un dispositivo para medir la velocidad angular.
- Magnetómetro: Es un dispositivo utilizado para medir la fuerza de los campos magnéticos.

Adicionalmente, se incluyen barómetros para medir la presión atmosférica y así calcular la altitud a la que se encuentra el dispositivo. El empleo del barómetro es debido a su uso en la industria aeronáutica, pero para medidas precisas no dispone de la resolución suficiente como para emplearlo en biomecánica.

2.3.1 Acelerómetro

Un acelerómetro es un dispositivo que mide la aceleración. El acelerómetro detecta la aceleración asociada con el fenómeno de peso experimentada por cualquier masa de prueba en reposo, en el marco de referencia del dispositivo de acelerómetro. Por ejemplo, un acelerómetro en reposo en la superficie de la tierra debe de medir una aceleración $g = 9,81 \text{ m/s}^2 = 1g$ hacia arriba, debido a su peso. Por el contrario, los acelerómetros en caída libre o en reposo en el espacio exterior medirán a cero.

Modelos individuales y multi-eje de acelerómetro están disponibles para detectar la magnitud y dirección de la aceleración adecuada como una cantidad vectorial, y se pueden utilizar para orientación de sentido, aceleración de coordenadas, vibraciones, golpes, y cayendo en un medio resistivo.

La razón de la aparición de un desplazamiento gravitacional es principio de equivalencia de Einstein, que establece que los efectos de la gravedad sobre un objeto son indistinguibles de la aceleración. Cuando se mantiene fija en un campo gravitacional, por ejemplo, la aplicación de una fuerza de reacción del suelo o un empuje hacia arriba equivalente, el marco de referencia para un acelerómetro acelera hacia arriba con respecto a un marco de referencia en caída libre. Los efectos de esta aceleración son indistinguibles de cualquier otra aceleración experimentada por el instrumento, de modo que un acelerómetro no puede detectar la diferencia entre estar sentado en un cohete en la plataforma de lanzamiento, y estar en el mismo cohete en el espacio profundo, mientras utiliza sus motores para acelerar a $1g$.

La aceleración se cuantifica en las unidades del sistema internacional en metros por segundo, en la unidad cgs gal, o popularmente en términos de g-force.

Para el propósito práctico de la búsqueda de la aceleración de los objetos con respecto a la Tierra, tal como para su uso en un sistema de navegación inercial, se requiere un conocimiento de la gravedad local. Esto se puede obtener ya sea calibrando el dispositivo en reposo, o a partir de un modelo conocido de la gravedad en la posición actual aproximada.

Un acelerómetro se comporta como una masa en un resorte amortiguado. Cuando el acelerómetro experimenta una aceleración, la masa se desplaza hasta el punto en el que el muelle es capaz de acelerar la masa a la misma velocidad que la carcasa. El desplazamiento se mide a continuación, para obtener la aceleración.

Los acelerómetros modernos son a menudo pequeños sistemas microelectromecánicos, y son de hecho los dispositivos MEMS más simples posibles, que consisten en poco más que una viga en voladizo con una masa de prueba. Bajo la influencia de la gravedad o la aceleración de la masa de prueba se desvía de su posición neutral. Esta desviación se mide en forma analógica o digital. Este método es simple y confiable; tampoco requiere de pasos de proceso adicional haciéndolo barato.

En nuestro caso, el tipo de acelerómetro MEMS contiene un pequeño calentador en la parte inferior de una cúpula muy pequeña, que calienta el aire dentro de la cúpula para causar que se eleve. Un termopar en la cúpula determina que el aire caliente alcanza la misma. La deformación fuera del centro es una medida de la aceleración aplicada al sensor.

Existen algunos acelerómetros más micromecánicos que operan en el plano, es decir, que están diseñados para ser sensibles solamente a una dirección en el plano de la matriz. Mediante la adición de una salida adicional de dispositivo plano de tres ejes se pueden medir los mismos. Dicha combinación puede tener error de desalineación mucho menor que tres modelos discretos combinados después del envasado.

Los acelerómetros micromecánicos están disponibles en una amplia variedad de rangos de medición, que alcanza hasta miles de g de aceleración. El diseñador debe conseguir un compromiso entre la sensibilidad y la aceleración máxima que se puede medir.

2.3.2 Giroscopio

Un giroscopio es un objeto esférico, o en forma de disco, montado en un soporte cardánico, de forma que pueda girar libremente en cualquier dirección. Es utilizado para medir la orientación, al estar basado su funcionamiento en el principio de conservación del momento angular.

En términos generales, existen diversos tipos de giróscopos. Atendiendo a su principio de funcionamiento se pueden englobar en dos grandes grupos: los mecánicos y los electrónicos.

Los giróscopos se basan en el principio de Coriolis. Básicamente, lo que dice este principio es que si un cuerpo está girando (un tiovivo) y nosotros estamos en el centro queriendo salir al exterior en línea recta, tendremos que ir hacia adelante y al mismo tiempo de forma lateral para contrarrestar esta rotación. Además, cuanto más cerca del exterior estemos, mayor deberá ser esta velocidad lateral; es como si tuviéramos una fuerza que nos hace acelerar la marcha; y la expresión de Coriolis permite relacionar las variables que intervienen, para calcular unas a partir de otras.

Los giróscopos se basan en este principio y calculan sus parámetros basándose en esta relación, para traducir luego esos resultados en una señal de salida válida (un voltaje).

- **Piezoeléctrico.** Se basa en la utilización de un cristal que oscila. Esta oscilación surge cuando actúa sobre él una aceleración que hace que los elementos que lo soportan (piezoeléctricos) se deformen y por tanto, varíe su resistencia eléctrica.

Estos cambios de resistencia son medibles y permiten saber el valor de la fuerza que ha actuado y también la aceleración (relacionándolas mediante Coriolis).

- **Giróscopo Capacitivo.** Está compuesto por dos partes: una móvil que realiza un movimiento de vibración entrante/saliente con respecto al eje de rotación del giróscopo, y otra fija, perpendicular a este movimiento. Estas dos partes forman una estructura capacitiva que puede almacenar una carga eléctrica (como un condensador).

Cuando el sistema no está girando, la capacidad del elemento no varía, ya que la separación entre las partes móvil y fija es la misma todo el tiempo.

Sin embargo, cuando el eje del giróscopo está girando, el elemento vibratorio que hemos comentado antes tiene un movimiento entrante/saliente

con respecto al eje, y por lo tanto, hay aceleraciones y desaceleraciones que provocan esfuerzos que acercan o alejan la masa vibratoria del elemento fijo. Al variar esta distancia, varía la capacidad del sistema.

Los sensores que lleva asociados detectan esta diferencia de capacidad, calculando la velocidad de rotación que lleva el giroscopio en ese momento, y traduciéndola a una señal de salida en forma de voltaje.

- Giróscopos MEMS. Al igual que los piezoeléctricos, se basan en la vibración pero utilizando materiales a nivel molecular. Con esta tecnología lo que se permite es integrar en un chip de silicio pequeñas partes tridimensionales e incluso móviles. Lo que miden son variaciones en las vibraciones (que deberían ser estables), y también utilizan Coriolis para calcular sus variables.

2.3.3 Magnetómetro

Se trata de un dispositivo para detectar y medir los campos magnéticos. La mayor parte de ellos funcionan detectando o bien la fuerza de Lorentz,¹ o un cambio de voltaje o frecuencia de resonancia medido electrónicamente, o el desplazamiento mecánico medido ópticamente. Al tratarse de un sistema muy sensible es necesaria la calibración de éste según la temperatura ambiente.

Estos sensores se clasifican en 4 grupos [LE06] según la magnitud a medir:

- Si el campo a medir es mayor que el campo magnético terrestre (valor máximo $60\mu T$) el sensor no debe de ser muy sensible.
- Para medir el campo terrestre mayor que el ruido geomagnético, alrededor de $0,1\eta T$, son necesarios sensores más precisos.
- Para aplicaciones de detección de anomalías magnéticas, se necesitan sensores en diferentes ubicaciones para cancelar el ruido espacial y mejorar la resolución.
- Para medir el campo por debajo del ruido geomagnético se necesitan emplear sensores de campo mucho más sensibles. Estos sensores se utilizan principalmente en aplicaciones médicas y biomédicas, como MRI y tagging molecular.

¹ Es la fuerza sobre una carga puntual debido a los campos electromagnéticos

La otra opción para la de detección del campo magnético es la medición del efecto Hall, en el que, basándose en una carga que circula por medio de una placa, se mide la deformación de la corriente en el mismo momento en que es expuesta a un campo magnético. Existen varios tipos, entre los que destacamos:

- Vectoriales: Miden el magnetismo en una dirección.
- Escalares: Miden la fuerza total del campo magnético al que están sometidos.

Los sensores de campo magnéticos basados en dispositivos MEMS tienen varias ventajas frente al resto. Su tamaño es reducido y por tanto pueden ser ubicados cerca del punto exacto de medición, obteniendo así una mejor resolución. Adicionalmente, su proceso de fabricación no implica trabajo a nivel micro, por lo que su precio puede ser reducido considerablemente.

2.4 Plataformas de fuerza

Se trata de un dispositivo capaz de medir la fuerza que una persona ejerce en un determinado instante de tiempo sobre una plataforma. Esta fuerza es conocida como la fuerza de reacción contra el suelo (Ground Reaction Force, GRF), que es muy utilizada por fisioterapeutas, preparadores físicos e incluso médicos, para valorar las características de una persona. Es posible su utilización de manera estática, donde se obtendría el peso de un individuo, o de manera dinámica, pudiendo ver la acción de una pisada sobre la plataforma.

En el año 1980, Gola [Gol80] publicó los principios de construcción de las plataformas, que a día de hoy continúan estando vigentes. Los principales componentes de una plataforma de fuerza son los siguientes:

- Envolvente: Se trata de la carcasa que cubre todo el sistema. Su diseño no es trivial, ya que se debe tener en cuenta la célula de carga que se va a emplear, y su ubicación influye en la calidad de los datos. Un diseño correcto deberá medir por igual en todos los puntos de la superficie.
- Célula de carga: Es el sensor que obtiene los datos según la presión que se ha ejercido sobre ésta. Se trata de una pletina de metal que tiene alojada en su interior una resistencia. Según se va aplicando más presión, el metal se va deformando y la resistencia va aumentando su valor. En base a esa deformación, se corresponde con una determinada fuerza ejercida.

- Sistema de adquisición de datos: Es la electrónica necesaria para la adaptación de la señal que resulta de la célula de carga hasta su transformación en una señal legible para un ordenador.

La envolvente, junto con la célula de carga, suponen la parte más sensible de todo el sistema. En su interior o conectado en el exterior mediante cable, se encuentra la electrónica asociada al sistema de captura de datos encargado del proceso de la información. Hoy día también es posible el uso de tecnologías inalámbricas, pero debido a la alta precisión y frecuencia de muestreo, hay muy pocos modelos en el mercado que se encuentren conectados sin cable.

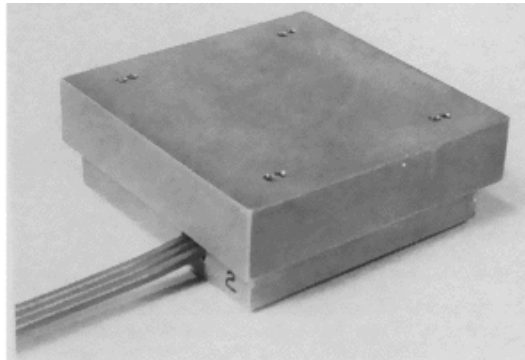


Figura 2.1: Plataforma de fuerzas

Las plataformas de fuerzas se han venido utilizando desde hace muchos años para la adquisición de datos con fines médicos, concretamente para la captura de movimiento y su posterior análisis del paso y el salto. Su capacidad de obtener las fuerzas de reacción de una manera fácil, sencilla y no intrusiva ha hecho que su uso se haya extendido mucho. Sin embargo, esto no ha influido en la reducción del precio, ya que sigue siendo algo elevado.

En función de los ejes de medición, en el mercado se pueden encontrar plataformas uniaxiales o multiaxiales. Las plataformas uniaxiales miden la fuerza en el eje Z, por lo que la información es algo sesgada dependiendo de la aplicación. En 1987, Lywood et ál. [LAVEM87] fabricaron la primera plataforma multiaxial al aparecer en el mercado las células de carga multiaxiales. La medición se realiza en varios ejes (X, Y, Z). Así, la información de la que disponemos es completa, y sus posibilidades de análisis son muy superiores a las disponibles con un solo eje.

Un aspecto importante en estos desarrollos es la verificación de las plataformas y su correcta medición de forma estática y dinámica. La verificación estática es sencilla, ya que se asemeja a una báscula. El problema llega cuando queremos medir de manera dinámica. Aún se siguen publicando artículos

sobre la verificación de pesos dinámica en las plataformas de fuerza. Fairburn et ál. [FPW⁺00] realizaron un prototipo que consistía en utilizar un péndulo basculante en el que se medía la fuerza recogida por la plataforma y la fuerza teórica que debía recoger. Collins et ál. [CAFK09] publicaron un protocolo de calibración y validación de plataformas propio, denominado PILS (Post-Installation Least-Squares), que recoge determinados valores posteriores a la instalación y los corrige aplicando una matriz de calibración basada en mínimos cuadrados.

2.5 Dispositivos de captura en biomecánica

Estas tecnologías se han extendido mucho en los últimos años, sobre todo en el campo de la medicina y el entretenimiento. La carestía de los equipos hace que muy pocos centros médicos y pocas empresas productoras del sector del entretenimiento tengan acceso a ellos. Estos equipos resultan muy útiles a la hora de cuantificar información sobre el aparato locomotor.

Los sistemas que se presentan en esta tesis doctoral son no invasivos, no teniendo que correr riesgos innecesarios con los participantes, además de ser sistemas de fácil colocación e indoloros.

Wong et ál. [WZLY14] desarrolló un sistema sin marcadores para la captura del movimiento en la parte superior del cuerpo, basado en dispositivos inerciales y cámaras. Utiliza un filtro Kalman para realizar la unión de los datos de todos los sensores y cámaras, con buenos resultados, con una media de desviación de 200 pixels.

Hace 4 años, en el 2011, Thewlis et ál. [TBDP11] hicieron una comparación entre sistemas comerciales muy profesionales (250.000 USD) frente a los de bajo coste (18.000 USD). El resultado fue sorprendente, ya que las diferencias entre los dos eran mínimas, entorno al 1 %. Teniendo en cuenta la diferencia tan sustancial de precio entre una solución y otra, hace plantearse la viabilidad de los sistemas profesionales.

Para el análisis de la marcha se han realizado varias investigaciones empleando diversas tecnologías. Es el caso de Steins et ál. [SSD⁺14], que utilizaron los sistemas inerciales de dispositivos electrónicos como móviles o reproductores de música y que, empleando filtros de Kalman extendidos y matrices de rotación de cuaterniones, obtuvieron una media de 3mm de error en una marcha de 10 metros. Hu et ál. [HS14] experimentaron con 4 sensores inerciales colocados estratégicamente en el aparato locomotor para validar esta tecnología como válida para la adquisición de datos. Los resultados obteni-

dos fueron buenos, con errores muy pequeños dentro de un rango aceptable. Gabel et ál. [GGBRS12] emplearon el dispositivo Microsoft Kinect para analizar la marcha de todo el cuerpo. La precisión no fue alta, ni tampoco lo fue la velocidad de refresco, por lo que en algunas aplicaciones el sistema no es válido. Joukov et ál. [JKK14] utilizaron sensores inerciales para extraer los ángulos, velocidades y aceleraciones, aplicando los modelos matemáticos de la cinemática. Para su caso de uso, que correspondía con la marcha para rehabilitación, el sistema resultó válido y con una precisión aceptable de 5 centímetros, comparado con un sistema óptico tradicional. Leardini et ál. [LLG⁺14b] validaron las medidas angulares de un sistema inercial novedoso con un sistema tradicional gold-estándar, para su uso en rehabilitación médica. Los resultados fueron buenos, obteniendo una precisión de 5 grados en los movimientos, siendo válido para la tarea empleada. Cao et ál. [CLZ14] realizaron un sistema basado en redes inalámbricas que, uniendo varios sensores, era capaz de monitorizar todo el cuerpo en 3 dimensiones, obteniendo un sistema más económico que los tradicionales.

2.5.1 Deportes

Los sensores inerciales están cambiando el mundo del deporte; las instituciones no son ciegas a este respecto y se están dando cuenta de lo que ello implica. Un ejemplo es Mounir Zok, perteneciente al Comité Olímpico de Estados Unidos [Zok14], que ya habla de la revolución que están originando los sensores inerciales en el deporte. En las siguientes líneas se pueden ver algunas de las aplicaciones que esta tecnología está teniendo en diferentes modalidades deportivas, donde cobra especial importancia en el análisis biomecánico para lograr exprimir al máximo las posibilidades de los atletas.

2.5.1.1 Natación

Magalhaes et ál. [MVGF15] nos indica los últimos avances ocurridos en el campo de los sensores inerciales dentro del mundo de la natación, donde habitualmente, como en muchos otros deportes, los análisis biomecánicos se realizaban mediante el análisis de vídeo. La información que se puede extraer es relativamente escasa, ya que para analizar correctamente a un nadador se necesitan muchas imágenes desde diferentes puntos de vista y la correlación entre todas ellas es muy importante para obtener datos precisos. Por tanto, se trata de un proceso lento donde el esfuerzo necesario es muy alto. La introducción de los sensores inerciales ha supuesto un avance muy importante, ya que los tiempos

de medición son bajos y los datos obtenidos son muy significativos, e incluso más completos que los obtenidos con el análisis de vídeo.

Hay que tener en cuenta que el ambiente es hostil, ya que el medio acuoso complica todo el desarrollo. Para obtener imágenes debajo del agua son necesarias cámaras con protección especial. Por otro lado, los marcadores que se emplean para captura óptica y que funcionan con infrarrojos no funcionan tampoco en estas condiciones. Esto hace que, para deportes acuáticos, y en especial para la natación, sea una solución óptima, aun faltando muchos desarrollos por realizar y sistemas que mejorar.

En los siguientes párrafos se observarán los avances ocurridos en los últimos años en este campo.

Stamm et ál. [SJHT12] desarrollaron un sistema inercial propio con capacidad de almacenamiento de información y conectividad por radiofrecuencia, para investigar sobre la asimetría en la natación en el estilo libre. Una vez calculada la frecuencia de brazada, se compararon las diferencias de tiempos entre ambos brazos. Un año más tarde, [SJT13] se dió un paso más en el desarrollo anterior mejorando la tecnología. Dada la complejidad para medir la velocidad mediante sensores inerciales en un entorno acuático, se obtuvieron los resultados y, una vez filtrados y procesados, se compararon los resultados empleando un velocímetro profesional, dando unos resultados aceptables para un entorno no profesional.

Lee et ál. [LBTJ11] realizaron un estudio para validar los sistemas inerciales midiendo los momentos cinemáticos de la brazada en estilo libre en un banco de pruebas de natación. Para ello colocaron sensores en la mitad del húmero y mitad del radio, y se validaron frente a una cámara tradicional 2D y una cámara de infrarrojos 3D. Después de correlacionar los datos de sensores y cámaras, observaron una fuerte correlación y baja tasa de error.

Dasdashi et ál. [DMA14] utilizaron un bañador sensorizado en los dos antebrazos, sacro y muslo derecho, para capturar datos biomecánicos de dieciocho nadadores. Los datos se introdujeron en un sistema de redes bayesianas para obtener la energía gastada durante el ejercicio. Previamente, se habían realizado varias series y se había obtenido la energía gastada, haciendo una estimación basada en el calor y la cantidad de lactato en sangre. La precisión obtenida rondaba el 10 %.

Monnet et ál. [MSB⁺14] realizaron un estudio de viabilidad para comprobar el nivel de precisión de cinemática de la mano en los nadadores. La forma en que se introduce la mano en el agua cuando se está nadando afecta significativamente al rendimiento del deportista. Dada la complejidad para obtener esta información, se diseñó un sistema basado en cámaras que se encontraban

detrás de unos cristales que daban a la piscina y que, mediante un sistema de sincronización, monitorizaban la posición de la mano en todo momento. Tuvo una precisión de entorno al milímetro y el tiempo de procesado se redujo en el orden de diez veces.

Nodrsborg et ál. [NET14] utilizaron únicamente acelerómetros para calcular el gasto de energía para evaluar la carga de entrenamiento y rendimiento de los nadadores. Guardaron los datos de los acelerómetros en los tres ejes colocados en sacro, muñeca y tobillo, junto con la cadencia de brazada y oxígeno absorbido. Correlacionaron entre sí oxígeno y brazada, y oxígeno y aceleración. Los resultados muestran un alto coeficiente de correlación, más importante aún si los deportistas son profesionales.

Helten et ál. [HBMS11] realizaron un sistema de captura, clasificación y segmentación automática de saltos de trampolín. Para ello emplearon sensores inerciales y realizaron dos tipos de saltos concretos, el “pike jump” y el “somersault”. Para paliar los problemas del ruido, así como la diferencia entre atletas y saltos, se realizaron unas representaciones de características y clases que eran robustas en cuanto a espacio y variación temporal. El sistema se muestra como válido para clasificar los saltos, incluso con las variaciones significativas que puede haber por cada saltador.

2.5.1.2 Esquí

Kondo et ál. [KDH12] comenzó a emplear los sensores inerciales en el esquí, donde los sistemas de captura ópticos no son óptimos para esta tarea debido a que la superficie de captura es muy grande y el entorno no está controlado.

Hebert-Loiser et ál. [HLSH14] emplearon sensores inerciales y posicionamiento GPS para estudiar los factores biomecánicos que más influían en los esquiadores, para mejorar su rendimiento en la categoría de descenso.

Chardonens et ál [CFC⁺13] emplearon únicamente los sensores inerciales para estudiar el salto de esquí, donde la posición del cuerpo y la aerodinámica tienen un papel fundamental para alcanzar la máxima longitud.

En el año 2010, Supej et ál. [Sup10], para tomar medidas de posición sobre un esquiador, utilizaron un traje con varios sensores inerciales colocados estratégicamente, junto con un sensor de posición basado en GPS cinemático, el cual daba precisión de centímetros. Se logró trazar durante toda la pista de descenso la flexión de rodillas y caderas para ver su importancia sobre el rendimiento.

Gilgien et ál. [GSL⁺14] realizó una comparativa de los diferentes sistemas de posicionamiento basados en satélites, para ver la exactitud de las medicio-

nes aplicadas al esquí alpino de élite. En él revisaron el sistema americano de una y varias constelaciones, GLONASS, GPS diferencial y el cinemático. Todos ellos ofrecen buena precisión, pero los mejores datos fueron obtenidos por RTK, posteriormente D-GPS, y en último lugar, el posicionamiento basado en varias constelaciones y una constelación.

Hébert et ál. [HLSH14] observaron los comportamientos de los esquiadores de élite y evaluaron los factores biomecánicos que se producían en las competiciones de descenso y slalom que hacían mejorar el rendimiento de los deportistas. Una menor fricción con la nieve, el uso eficiente de la energía potencial del esquiador y una precisión en la trayectoria, hacen que los tiempos en competición sean óptimos.

Kirby et ál. [KKSS14] empleó captura de imágenes para evaluar la fricción que ejercen los esquís sobre la nieve, ya que hasta la actualidad no existía una tecnología que lo evaluara. En el caso del esquí, los dos puntos fuertes de mejora del rendimiento son el rozamiento del esquí-nieve y las variables biomecánicas del esquiador. En este caso, las técnicas de flujo óptico fueron adecuadas en combinación de sensores de efecto hall. Aunque los resultados no son óptimos, sí se trata de un paso importante para conocer la fricción ejercida por unos esquís sobre la nieve.

Aparte del esquí alpino, donde la aplicación ha sido diversa, también se han empleado sobre los saltos de esquí. En este caso, la aplicación también ha sido muy diversa, destacando las siguientes publicaciones.

Kondo et ál. [KDH12] investigaron en el 2012 los giros en el esquí alpino. Para ello se colocaron 5 sensores (esquí, tobillo, rodilla, cadera y mitad de la espalda) y realizaron varios virajes (cuña y paralelos), donde se calculaban los ángulos de flexión y extensión de los diferentes puntos del cuerpo. En los saltos de esquí en trampolín también han sido utilizados.

Helten et ál. [HBMS11] realizaba una clasificación de la calidad de los saltos en base a la información recibida por los sensores, colocados en los dos esquís de los saltadores, midiendo posición y aceleración en toda la trayectoria.

Groh et ál. [GWWE14] empleó un sencillo sistema para obtener la posición y orientación de los esquís durante los saltos en la fase aérea, para tener más información para entrenadores y deportistas, ya que los sistemas basados en cámara requieren de un proceso difícil de instalación y calibración, que en el caso de sensores inerciales, prácticamente desaparece. Tan sólo son necesarios 6 grados de libertad (acelerómetro y giroscopio) para obtener información valiosa.

2.5.1.3 **Tenis**

En el año 2009, Ahmadi et ál. [ARJ09] ya empezó a estudiar el servicio de un tenista. Para ello empleaba marcadores pasivos de un sistema óptico y sensores inerciales en los lugares menos accesibles del cuerpo, en los que los marcadores ópticos podían tener problemas. Con el sistema, se llegaron a calcular los ángulos de flexión de las piernas, brazos, manos y posición de la raqueta para dar datos reales de sus movimientos, con el objetivo de perfeccionar su nivel.

Connaghan et ál. [CKO⁺11] colocó un sensor inercial en el antebrazo de un tenista para reconocer el tipo de golpeo que realizaba. Tras analizar los datos obtenidos por el sensor, junto con las imágenes grabadas, éstos ofrecían un patrón similar en cada tipo de golpe. Mejorando el sistema, sería posible obtener datos suficientes como para ayudar a un tenista a perfeccionar su técnica.

Martin et ál. [MBB⁺14] realizaron un estudio para observar cómo afecta la biomecánica durante el servicio de tenis. Analizaron a tenistas mediante un sistema de captura óptico y observaron que, si la pelota no se lanza con la suficiente energía, la velocidad del servicio será baja, y se incrementará el riesgo de lesión en las articulaciones superiores al incrementarse la energía cinética de los miembros superiores.

2.5.1.4 **Ciclismo**

En el mundo del ciclismo también se ha evolucionado mucho gracias a esta tecnología. Es el caso de Cockcroft [Coc11], que en el año 2011, realizó su tesis doctoral para validar la efectividad de los sistemas inerciales en el análisis y optimización de los ciclistas de carretera. Para ello hizo un estudio de los sistemas comerciales existentes y los probó en un rodillo, validando los resultados con pedal inercial conectado a un PC. Debido a que el ruido que los sensores tienen al obtener capturas en alta velocidad, y debido a la mejoría habida en estos últimos años, 3 años más tarde, [CMS14], propuso un filtro basado en el péndulo ideal formado por cadera y fémur para obtener los ángulos y momentos de fuerza.

Xu et ál. [XNE⁺15] detectaron una carencia en el cálculo del ángulo del pie con el pedal de la bicicleta, que afecta a la fuerza efectiva que transmite el ciclista. No existía un sistema compacto y portable para realizar la medición y obtener los datos en tiempo real, así que, utilizando sensores inerciales ubicados en el pedal y analizando los diferentes comportamientos, es posible indicarle al ciclista unos datos aproximados de la potencia ejercida.

Valade et ál. [VRE⁺14] van un paso más adelante. Han creado un ma-

llo para ciclistas con sensores en diferentes articulaciones del cuerpo, con el objetivo de analizar la posición y el movimiento. Con los datos obtenidos intentan mejorar la aerodinámica del ciclista, minimizando los coeficientes de rozamiento con el aire.

2.5.1.5 Atletismo

Picerno et ál. [PCC11] validaron un traje sensorizado con el que calculaban la altura de un salto con contramovimiento. El sistema no fue tan robusto como tenían estimado, ya que realizaba errores importantes en los cálculos. Llegaron a la conclusión de que con los datos recogidos con los acelerómetros no era suficiente, y que era necesario disponer de datos de rotación de las articulaciones para obtener datos más precisos.

Requena et ál. [RGR⁺12] probaron el sistema Keimove basado en sensores MEMS para el cálculo del tiempo de vuelo y velocidad de despegue en saltos verticales con contramovimiento. Para ello utilizaron como sistema de validación cámaras de alta velocidad y una plataforma de fuerza conectada a un transductor de posición lineal.

Ibata et ál. [IKMS13] colocaron 3 sensores inerciales en pecho, muslo y espinilla para obtener la postura y calcular la trayectoria del tren inferior del cuerpo en los 3 ejes. La postura es calculada según la orientación de los segmentos formados por los sensores, mientras que la trayectoria se obtiene integrando la aceleración. Todo ello ha sido validado mediante un sistema óptico.

Milosevic et ál. [MF15] han combinado varios tipos de sensores inerciales en diferentes articulaciones del cuerpo para realizar una análisis de rendimiento de los saltos. Para ello proponen el uso de un giroscopio para calcular la orientación, y un acelerómetro para calcular la trayectoria.

Lee et ál. [LMB10] colocaron un sensor inercial en la zapatilla de un corredor a la altura de metatarso y una cámara de infrarrojos para la validación. Después de analizar el comportamiento en varias fases, fueron capaces de detectar la duración de la posición, la zancada y el paso con diferentes velocidades de caminata.

Lee et ál. [LSAB10] emplearon los sensores inerciales en los atletas para comprobar la simetría de los pasos. Esto lo midieron con un único sensor situado en el centro de masas (a la altura del ombligo aproximadamente), donde muestreaban las aceleraciones verticales, lo que les fue suficiente para validar la hipótesis. Como curiosidad, la mayor parte de las personas tenían asimetría.

Shih et ál.[SHS14] emplearon un giroscopio para observar los cambios cinemáticos del pie durante una sesión de 30 minutos de entrenamiento intensivo corriendo. Los resultados del giroscopio se analizaron y se validaron con un sistema óptico para determinar la precisión de las medidas. La información obtenida puede utilizarse para realizar un sistema más complejo con el que prevenir las lesiones del pie.

Philpott et ál. [PWG⁺14] utilizaron los sensores inerciales para monitorizar a los atletas en los sprints, para lo que emplearon una única unidad junto con un sistema óptico para validar los resultados. Dado que los sensores utilizados fueron de última generación, los resultados obtenidos disponían de una alta precisión. Además, si los atletas no se quitaban los sensores, lograban identificar diferentes momentos del día según la actividad que se encontraban desarrollando.

2.5.1.6 Golf

Otro de los deportes que ha revolucionado el uso de los sensores inerciales ha sido el golf. En los últimos años ha sido un área de intensa investigación por parte de deportistas y preparadores. La precisión de los movimientos es una de las características de este deporte, y la medición de todos los parámetros que acompañan al swing ha sido objeto de estudio desde los inicios. La carestía de los sistemas de captura ópticos y la escasa resolución, han dado paso a sistemas novedosos con los que es posible obtener información al detalle de cada parte del cuerpo, pero siempre en entornos controlados, como laboratorios o campos de pruebas. En el exterior, como en el resto de deportes, estos sistemas tienen grandes problemas. Desde la posición del golfista, desde el punto de vista biomecánico, hasta la posición del palo respecto a la pelota, para optimizar la fuerza y trayectoria del golpe, todas las variables son importantes como mejora del rendimiento.

Desde el punto de vista biomecánico, todas las variables relativas a la posición y golpeo son importantes para mejorar el swing, pero también lo son para prevenir las lesiones típicas como son el codo de golfista, problemas con los tendones o los dolores de espalda.

En las siguientes líneas se mostrarán los trabajos más relevantes en este área.

Kao et ál. [CSD13] emplearon sensores inerciales y una cámara con visión estereoscópica para capturar la velocidad y posición de una pelota de golf durante el swing. Al golpear, se utiliza un algoritmo de navegación para calcular la trayectoria y, mediante un filtro de Kalman, se combinan los datos del sen-

inercial y las cámaras. La precisión media mediante este sistema ronda los 5 centímetros.

Yin et ál. [YNI⁺13] utilizaron un sistema inercial de fabricación propia con conectividad inalámbrica en 2.4 Ghz. para comunicarse con un teléfono móvil y poder realizar captura de datos. Su objetivo era analizar el swing para localizar el momento ideal para soltar la pelota en el mismo. Para ello utilizaron un banco de pruebas para verificar la viabilidad de la solución, que según los resultados, se calificó como aceptable para lo que se había diseñado.

Lai et ál. [LHW⁺11] empleó sensores inerciales para medir parámetros cinemáticos de los golfistas para, posteriormente, diferenciar entre jugadores noveles y veteranos. La información desde la mano hasta la parte alta del hombro fue la más discriminadora entre ambos grupos. Los golfistas con más experiencia muestran una mayor aceleración en el swing y un menor desplazamiento de la cadera, frente a los principiantes.

King et ál. [KYPN08] desarrollaron para el golf uno de los primeros sistemas inerciales con capacidad de comunicación por radiofrecuencia. Con él se obtenía posición, orientación y velocidad de la cabeza del palo de golf, con una precisión muy alta. De esta forma y, almacenando los datos, se obtiene un sistema de captura para entrenar el swing y para el diseño de cabezas específicas para palos.

Burchfield et ál. [BV10], al observar que los precios de los sistemas MEMS estaban reduciéndose, desarrollaron un framework para la captura de datos, procesamiento de la señal de los sensores, estimación de la trayectoria, y para entrenamiento personal. Además, y viendo que los datos obtenidos no tenían una alta precisión, proponen utilizar técnicas de fusión de sensores para mejorarlo sin incrementar el hardware exterior.

2.5.1.7 Otros

En otros deportes también se han introducido los sensores inerciales, pero no de manera tan importante como ha ocurrido en los anteriormente mencionados, ya sea porque se trata de deportes minoritarios o porque su introducción no supone una ventaja sustancial respecto a lo ya existente.

Ghasemzadeh et ál.[GJ11] idearon un sistema para ver la coordinación entre brazo, hombro y cadera en los golpes del bateador en béisbol. Para ello colocaron en los puntos anteriormente mencionados, unos giroscopios que, después de filtrar la señal, correlacionaron y vieron las desviaciones en tiempo respecto a un golpeo ideal.

Spratford et ál. [SPW⁺15] emplearon durante el campeonato del mundo

sub-19 de críquet un sensor inercial colocado en la muñeca. En él registraban los datos de movimiento del brazo que golpea la bola y los correlacionaban con las imágenes obtenidas por cámaras de alta velocidad. De esta forma comprobaron si podía tratarse de un dispositivo válido para detectar las faltas que ocurren cuando el lanzador suelta la bola antes de tiempo.

2.5.1.8 Lesiones

Una de los principales áreas de utilización de los sensores inerciales es la prevención de lesiones. Una lesión implica un problema, y cuando de deportistas profesionales se está hablando, este problema es muy importante. No existen en la literatura multitud de casos de uso, pero se ha encontrado una aplicación muy directa y para la que muchos autores se encuentran investigando: es la rotura del ligamento cruzado anterior.

La lesión de ligamento cruzado anterior es muy común en los deportes de contacto. Se trata de una lesión muy grave que deja a un deportista profesional una media de 6 meses de baja. Por lo tanto, ser capaces de detectar con anterioridad los síntomas que, pasado un tiempo, pueden provocar la rotura del ligamento, es una tarea difícil que en el mundo del deporte es muy apreciada. En especial para los profesionales que no disponen de equipamiento tecnológico avanzado, y que mediante sistemas de bajo coste pueden monitorizar los progresos o problemas previos a la rotura.

Alguno de los trabajos en este campo son los siguientes.

Lopomo et ál. [LSB⁺12] estuvo observando durante un tiempo cómo se producía la rotura del ligamento cruzado anterior. Para observarlo empleó un acelerómetro colocado en las extremidades para evaluar la tendencia a la lesión, mediante la obtención de datos de la prueba “Pivot Shift Test”. La información proporcionada por la tibia anteroposterior mediante el acelerómetro se comparó con un sistema óptico, cuyas variables se correlacionaron. Dado el alto coeficiente obtenido, puede decirse que el acelerómetro es válido para evaluar el movimiento dinámico de la articulación.

Dowling et ál. [DFA12] propusieron un sistema inercial para obtener valores cinemáticos del ángulo de flexión de la rodilla, inclinación del tronco y momento de abducción de la rodilla, durante el aterrizaje de un salto. La validación se realizó mediante sensores optoelectrónicos y plataformas de fuerza, aunque solo los inerciales dieron la información anteriormente mencionada. Tras analizar la situación de partida y después de un entrenamiento específico, se observó mejoría en todos ellos, por lo que un dispositivo que vaya mostrando información a los deportistas en tiempo real se vuelve muy interesante como

método de prevención.

Setuain et ál. [SGA⁺15] emplearon los sensores inerciales para evaluar a jugadores de balonmano con reconstrucción del ligamento anterior cruzado y sin lesión. Para ello obtuvieron la aceleración y orientación del jugador durante el salto en los tres ejes. Al comparar a ambos tipos de jugadores, no se apreciaron diferencias significativas entre los anteriormente lesionados y los que no habían tenido problemas. Por tanto, una buena rehabilitación hace que pasados unos años desde la operación, el rendimiento relativo a los saltos sea similar en ambos casos.

Zafagnini et ál. [ZLS⁺14] presentan una metodología no invasiva basada en sensores inerciales para cuantificar la prueba “Pivot Shift Test”. Así, sitúan en la parte alta de la tibia, pegando a la rótula, un sensor inercial y obtienen los datos del movimiento. Para su uso por parte de pacientes que deseen valorar la situación, se trata de un desarrollo útil y mucho más fácil de utilizar que los marcadores electromagnéticos y los sistemas de navegación. En cambio, desde un punto de vista clínico, son necesarios más datos para evaluar el progreso y tratamiento del paciente.

Kopf et ál. [KKH⁺12] proponen un nuevo método para evaluar el grado de movimiento en la prueba “Pivot Shift Test”. Los pacientes con rotura del ligamento anterior cruzado fueron examinados con un sensor inercial colocado en la tibia y el femoral, y se midieron aceleración y velocidad angular, mostrando el grado de movimiento de la rodilla. Consiguieron esto tomando la diferencia entre la aceleración positiva y negativa, la apertura máxima y la desviación estándar de la aceleración. En este caso los sensores fueron válidos para obtener las medidas y, por tanto, pueden ser empleados para realizar las pruebas. También observaron que no existe correlación entre el resultado subjetivo del grado de la prueba y la cuantificación real de la lesión.

Labbe et ál. [LLG⁺14a] emplearon dos sensores inerciales colocados en el fémur y en la tibia para obtener los datos cinemáticos. Al realizar la prueba “Pivot Shift Test” se almacenaron los datos para su posterior análisis, y se eliminó la componente gravitacional. Se obtuvieron los coeficientes de correlación de Spearman del grado clínico de la prueba frente a la aceleración y velocidad, siendo éstos muy elevados. Por tanto, el método se muestra válido para evaluar a los pacientes con rotura del ligamento cruzado anterior.

2.5.2 Medicina

La aplicación de los sensores inerciales en el sector de la medicina ha sido mucho más limitado. Generalmente son empleados otros sistemas tradicionales,

por lo que en la literatura no hay excesivas aplicaciones. Aún así, algunas de las más relevantes se encuentran a continuación. Primeramente se hablará de las aplicaciones en rehabilitación y el avance supuesto en telemedicina, y por último, del uso en el análisis de la marcha.

2.5.2.1 Rehabilitación

Se entiende como rehabilitación el proceso de atención sanitaria dirigido a atender las secuelas de una enfermedad o trauma, que causan disfunción y discapacidad, con miras a restituir la funcionalidad social y laboral de la persona. Por lo general, cuando un paciente se encuentra inmerso en un proceso de rehabilitación, se encuentra con el problema de cuantificar su progreso. Este parámetro, dado por el médico, y generalmente subjetivo, carece de mediciones que valoren si el trabajo realizado ha sido el adecuado. Dependiendo de la modalidad médica, se trata de una tarea compleja, pero que en el caso de la medicina deportiva (especialmente traumatología) no es un proceso excesivamente complejo.

En este caso, la rehabilitación es un campo en el que todos los sensores que sean capaces de cuantificar el progreso de cualquier paciente, se hace vital, ya sea para que una persona con un problema de cadera vea como ha ido evolucionando desde su intervención quirúrgica, como para ver cómo ha progresado un deportista con una rotura de menisco durante su fase de recuperación.

En las siguientes líneas se observarán lo avances más relevantes en este campo.

Zhou et ál. [ZH05] emplearon los sensores inerciales para ver el progreso del movimiento de los brazos en pacientes con derrame cerebral. Los ubicaron en hombro, codo y muñeca y obtuvieron los modelos tridimensionales con el movimiento cinemático de las extremidades superiores. Tras optimizar los datos mediante “simulated annealing”, éstos se mostraron válidos para utilizarse como base en un proceso de rehabilitación.

Jovanov et ál. [JMODG05] diseñaron una red de sensores para colocar por todo el cuerpo. El objetivo era monitorizar todas las articulaciones para analizar los progresos de los pacientes sin tener que acudir al centro médico. Jovanov asentó las bases de la telemedicina en rehabilitación e hizo especial hincapié en todos los problemas derivados que podían surgir, como la seguridad y la privacidad.

Bae et ál. [BHW⁺12] propone un sistema de monitorización de pacientes con problemas motrices, basado en una red de sensores inerciales conectados

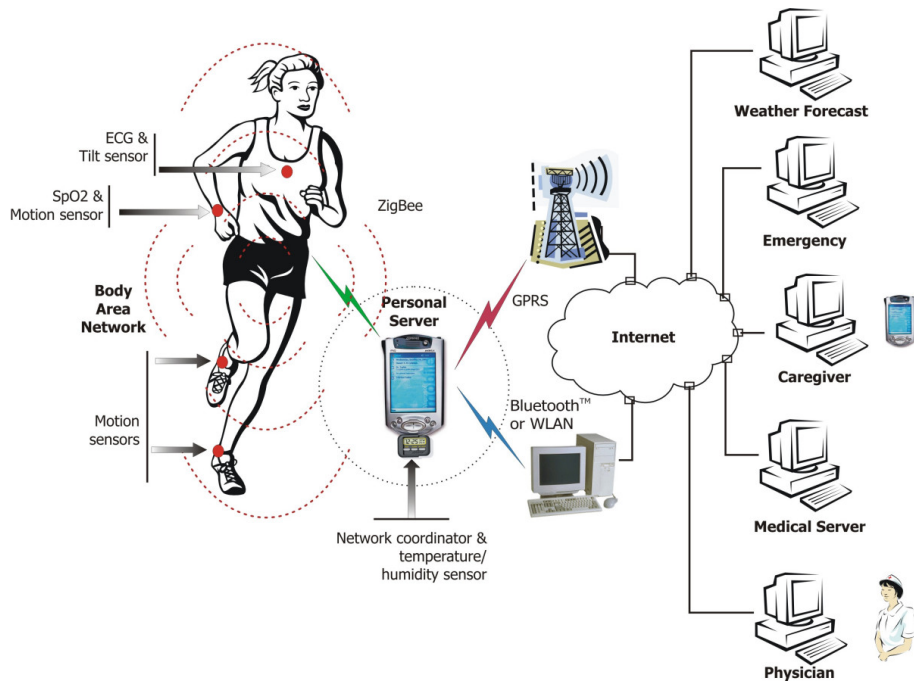


Figura 2.2: Sistema propuesto por Jovanov

a través de internet, en el que un médico puede observar el progreso de sus pacientes en base a la información que van capturando los sensores. Utiliza una placa Arduino conectada a un IMU que mediante comunicación ZigBee transfiere los datos de manera inalámbrica al PC. De la misma forma, con una plantilla sensorizada, obtiene datos de la pisada. Con toda la información, el médico puede valorar su progreso, corregirlo y cambiar los ejercicios a realizar, de una manera dinámica.

Mazilu et ál. [MBH⁺14] viendo los problemas que tenían los enfermos de Parkison, cuando en ocasiones dejan de andar sin ningún motivo aparente, desarrollaron un sistema basado en sensores inerciales que, colocados sobre los dos tobillos, obtienen información de la marcha, que transmiten vía Bluetooth a un smartphone. Mediante los datos recogidos se le muestra al paciente diferentes tipos de entrenamiento y rehabilitación, que serán dinámicos en base a la información que recibe de los sensores.

Femu et ál. [FS10] realizaron un estudio donde muestran qué técnicas se pueden emplear para monitorizar, comparar y evaluar el progreso de los pacientes, de acuerdo a un protocolo estándar de rehabilitación, utilizando un acelerómetro y giroscopio. De este modo, simulaban diferentes trayectorias realizadas por un paciente y compararon la precisión de los resultados obtenidos.

Kong et ál. [KSC⁺13] desarrollaron un sistema de captura del movimiento en tiempo real basado en sensores inerciales para la rehabilitación de la marcha, ya que el acceso a los sistemas empleados para este fin es limitado a profesionales. Este sistema ayuda a pacientes con problemas de movilidad a disponer de telerehabilitación, gracias a la ayuda que un doctor le puede proporcionar vía internet.

Patel et ál. [PPB⁺12] muestra en esta revisión los últimos avances en sensórica integrada en la ropa para su uso en rehabilitación. La mejora en los sensores, cada vez más pequeños y precisos, las comunicaciones, y el análisis de datos, han hecho posible este avance. En él se habla del crecimiento y la expansión de sistemas de electromiografía para obtener la actividad muscular, así como de sensores inerciales para capturar datos cinemáticos. Todo va orientado a trabajar en la telemedicina, donde los pacientes lleven en la ropa los sensores integrados y los médicos puedan ver comportamientos anómalos y con posibilidad de lesión.

2.5.2.2 Análisis de la marcha

El estudio de la marcha permite realizar un análisis del pie tanto en posición estática como dinámica, observando la forma de caminar del paciente y analizando toda una serie de datos que proporciona el estudio, así como la relación de los pies, al caminar, con otras estructuras, como la rodilla, la cadera y la columna vertebral.

La prueba puede ayudar a prevenir lesiones musculares y osteoarticulares tales como los esguinces, dolores en los dedos de los pies, espolones calcáneos, fascitis plantares, tendinitis o lesiones por sobrecarga de una articulación, entre otras. Este estudio tiene especial relevancia para los deportistas profesionales, pues su manera de correr, hacer determinados movimientos o apoyar los pies, puede influir en su rendimiento. De esta forma, se puede minimizar el riesgo de lesiones. Es por ello que el estudio biomecánico de la marcha se lleva a cabo en prácticamente todos los centros de alto rendimiento para deportistas.

Debido a la carestía de este equipamiento, muchas personas motivadas por un problema médico o por mejorar su rendimiento deportivo, no pueden acceder a él para someterse a las pruebas. La evolución de los sistemas inerciales desde su factor más importante, el precio, así como la miniaturización y precisión, ha hecho que se desarrollen sistemas de análisis de la marcha basados en sistemas inerciales y no en ópticos, como venía siendo habitual.

Los pasillos de la marcha tradicionales, como se puede ver en la figura 2.3, están compuestos por cámaras y plataformas de fuerza. Su configuración



Figura 2.3: Pasillo de la marcha. Universidad de Salford, Reino Unido

estándar es situar en un espacio de 30 metros varias cámaras de alta velocidad, con cámaras específicamente diseñadas para realizar captura de movimiento. Además, varias plataformas de fuerza se encuentran ocultas para que la persona que va a realizar las pruebas no las detecte. De esta forma, se obtienen todos los datos relativos a los marcadores colocados, para poder procesarlos después.

En las siguientes líneas mostraremos los últimos avances ocurridos en el empleo de los sensores inerciales para el análisis de la marcha.

Sabatini et ál. [SMSC05] desarrollaron un sistema para estimar el espacio-tiempo de los parámetros de la marcha, compuesto por un acelerómetro y un giroscopio. Reconstruye la trayectoria sagital de un punto del pie. El sistema fue validado instando a los individuos a andar en una cinta motorizada, y los datos se compararon con un sistema de captura óptico. Dada la precisión obtenida, se cree válido para medir la cadencia de paso, así como la velocidad e inclinación del pie durante la marcha.

Bamberg et ál. [BBS⁺08] desarrollaron un sistema para llevar colocado en el cuerpo, que captura los datos de la marcha fuera de los tradicionales laboratorios del movimiento. Está compuesto por acelerómetros, giroscopios, sensores de fuerza, sensores de presión y de campo eléctrico. Está diseñado para llevarlo integrado en el zapato y recoger información por largos períodos de tiempo. Los datos recogidos fueron validados por un laboratorio de biomecánica y se dieron como buenos para detectar las lesiones por golpe de talón y apoyo del pie, y para estimar la orientación y posición del pie.

Takeda et ál. [TTT⁺09] propusieron un método sencillo para analizar la

marcha, empleando 7 acelerómetros y giroscopios triaxiales que estaban situados en abdomen, pie, pierna, y cadera de ambas piernas. Las posiciones se calculan mediante la longitud del segmento (separación entre acelerómetros) y el ángulo que forman. Tras post-procesar los datos obtenidos, y validarlo con las imágenes obtenidas en un PC, el sistema proporciona información cuantitativa válida para el análisis de la marcha.

Cutti et ál. [CFG⁺10] desarrollaron un protocolo que, basado en sensores inerciales para la recogida de datos, medía la cinemática del tórax-pelvis y de los miembros inferiores en niños con parálisis cerebral y amputaciones, durante los momentos en los que caminan solos. El protocolo define una fórmula mínimamente invasiva para evaluar los grados de movimiento de las articulaciones inferiores. Para evaluarlo también acudieron en este caso a un sistema optoelectrónico.

Mariani et ál. [MHR⁺10] diseñaron un sistema para la recogida de parámetros espaciales de la marcha. Está compuesto por dos sensores inerciales que se sitúan en el pie, los cuales miden la longitud del paso, la cadencia de pasos, la altura del pie respecto al suelo y el ángulo del paso, todo ello basado en el cálculo tridimensional de la cinemática del pie. La validación se realizó frente a un sistema óptico, dándose por bueno el sistema propuesto y siendo éste válido para utilizarlo los médicos en la valoración de la marcha, fuera de un entorno hospitalario.

Liu et ál. [LIS⁺14] desarrollaron un sistema para el cálculo de los momentos de inercia de las extremidades inferiores, basándose en un sistema inercial de análisis de la marcha compuesto por una plataforma de fuerza móvil, sistema inercial y un sistema de captura de datos. Se calculan los momentos de tobillo, rodilla y cadera utilizando los datos de los sensores inerciales, y se comparan los resultados obtenidos por la plataforma de fuerza y las cámaras, obteniendo como resultado una buena precisión, aceptable para varias aplicaciones.

Como se puede observar, el análisis de la marcha es un campo con muchas áreas de investigación a la que se están dedicando muchos esfuerzos. Desde el año 2005 hay especial interés por parte de la comunidad científica por realizar estudios que ayuden a la ciudadanía a mejorar su nivel de bienestar.

2.5.3 Entretenimiento

La industria del entretenimiento es fuente muy importante de ingresos y de puestos de trabajo. En ella intervienen multitud de disciplinas con el único objetivo de divertirnos o entretenernos.

Bregler [Bre07], en el año 2007, ya hablaba de la revolución que estaba

por llegar con los sistemas de captura aplicados a la industria del entretenimiento. Desde hace 45 años, en la década de los años 70 cuando se empezó a investigar en este área, la industria ha evolucionado mucho. La incorporación de los sistemas informáticos supuso una primera revolución industrial. En este momento nos encontramos inmersos en esta segunda revolución de los sistemas de captura (ya sean ópticos o inerciales) que están cargando de realismo todas las producciones. De hecho, hay ocasiones en las que no somos capaces de diferenciar la realidad de la ficción.

El entretenimiento abarca muchos campos de interés. Los dos que más medios económicos manejan son el del cine y el de los videojuegos. Es por ello que en las siguientes secciones se hablará de los últimos avances ocurridos en éstos.

2.5.3.1 Cine

El cine ha evolucionado mucho en los últimos años, de manera mucho más importante desde que se empezaron a emplear los ordenadores para realizar el tratamiento de imágenes. Son muchas las películas que son producidas y modificadas por un sistema informático antes de llegar a los cines o al mercado.



Figura 2.4: Tom Hanks. Captura de movimiento. Película Beowulf (2007)

Especial atención hay que prestar a las películas de animación que se realizan íntegramente por ordenador. En éstas se emplean sistemas diferentes para realizar captura de movimiento de cuerpos completos, o de partes del cuerpo, como pueden ser las manos o la cara, para dar mayor realismo a los movimientos de los personajes. Pero esto no solo ocurre con las películas de animación, ya que con la evolución de todos los sistemas se pueden generar personajes de gran realismo.

En las siguientes líneas se observarán alguno de los usos más destacados de los sistemas inerciales dentro del mundo del cine.

Hirose et ál. [HH12] crearon un sistema de reconstrucción facial para generar las caras de personajes animados. Como datos base emplearon un sistema de captura óptico y varios marcadores posicionados en el rostro. Una vez pasados los datos al ordenador, se observa que la captura no se ajusta perfectamente con el personaje. El sistema se basa en la interpolación de puntos en los diferentes segmentos que se desean modificar en el personaje. Primeramente, se divide el tiempo origen en diferentes intervalos mediante “lasso signal approximator”; a continuación se utiliza “k-means clustering” para obtener los puntos de control. Y por último, se realiza la interpolación de los puntos de control. De esta forma es posible variar las expresiones faciales de los personajes con los datos de información obtenidos por el sistema de captura.

2.5.3.2 Videojuegos

Los videojuegos son otro de los campos donde mayor aplicación están teniendo estos sistemas. Su uso tiene especial relevancia cuando se desea dar realismo a los personajes creados por ordenador, ya que resulta muy difícil simular el comportamiento de un humano y digitalizarlo.

La evolución en los últimos años ha sido tal, que hay empresas del sector que tienen trajes especiales sensorizados que, colocándolos en una persona, ésta graba los movimientos con una precisión más que suficiente, que permite simular y dar vida a ese personaje virtual creado.

El proceso de funcionamiento es sencillo. Todo comienza creando un modelo del personaje al que se desea dar vida. Ese modelo, internamente, debe de disponer de unos puntos de movimiento (articulaciones) con unos grados de libertad determinados, del tipo de un esqueleto. Normalmente esos puntos coinciden con la ubicación de los sensores colocados en el cuerpo, aunque no sería necesario, ya que se pueden obtener mediante trigonometría. Únicamente queda asignar a cada punto de ese esqueleto virtual los movimientos capturados por el sistema.

Otro punto importante en los videojuegos es la usabilidad. Aquí entran en juego los sensores inerciales como dispositivos de entrada. Se encuentran muchos juegos en el mercado en los que la usabilidad es reducida y no confiere realismo a la persona que se encuentra jugando. En estos casos, incorporar estos sensores hace que el jugador se encuentre dentro de la acción y por tanto las sensaciones que recibe son mucho más reales al trasladar los movimientos reales a la pantalla.

Alguna de las investigaciones más relevantes llevadas a cabo han sido las siguientes.

Payne et ál. [PKE⁺06], en las primeras etapas de la incorporación de los sensores inerciales a los videojuegos, observaron los problemas que acarreaba esta tecnología en sus inicios. Mostraron los problemas que tenía la captura de movimiento de gestos tridimensionales mediante sensores inerciales y que restaban usabilidad a los juegos. Recrearon movimientos precisos en brazos e intentaron introducirlos a un modelo 3D directamente, sin procesamiento. Se emplearon cuatro escenarios diferentes para identificar los casos en los que el diseño de la interacción 3D tiene impacto sobre el juego.

Crampton et ál. [CFJW07] crearon una red de sensores basada en acelerómetros colocados estratégicamente en todo el cuerpo, como dispositivo de entrada de un juego comercial de baile que utilizaba habitualmente una plataforma de fuerza. Así, muestran el diseño realizado, y el procesamiento de la información basada en la distancia de Mahalanobis y KNN para clasificación de los movimientos. El sistema no es capaz de detectar todos los movimientos realizados, pero muestra una base para poder mejorarla en un futuro.

Wu et ál. [WCT10] diseñaron un prototipo de una red de sensores inerciales colocados por el cuerpo para su uso como controlador ciber-físico. Desarrollaron un juego sencillo con múltiples entradas en cuatro pantallas diferentes para verificar la capacidad simultánea de control sobre varios motores del juego.

Jung et ál. [JC10] desarrollaron un sistema para la captura de movimiento de gestos basado en sensores inerciales colocados en manos y pies, que intentaba reconocer un gesto real y asimilarlo a uno virtual. Los usuarios deben de realizar unos movimientos según las indicaciones escritas que aparecen en la pantalla. Los datos recogidos disponen de mucha información, como orientación y aceleración, lo que produce mucho realismo y gana en satisfacción para los usuarios.

2.6 Sistemas comerciales

El mercado de fabricación de sistemas de captura biomecánicos no es ajeno a lo que ocurre en el mundo científico y también adopta sus mejoras a los sistemas que tienen en venta, intentando maximizar sus beneficios.

En los siguientes apartados se hablará de los principales fabricantes de sistemas de captura y los productos de los que disponen para el mercado profesional.

2.6.1 Sistemas ópticos

Los sistemas ópticos han venido empleándose desde los inicios del análisis del movimiento. Una imagen puede servir de referencia para realizar un estudio biomecánico básico. Las empresas más punteras, y que se consideran un gold-estándar para realizar este tipo de mediciones, son las siguientes:

2.6.1.1 Vicon

Se trata de una empresa inglesa con más de 30 años de experiencia en sistemas de captura ópticos. Dispone de dos series de cámaras:

- **Bonita:** Se trata de la cámara más alta de la gama. Tiene incorporada la electrónica necesaria para realizar el procesamiento de los marcados in-situ y enviar la información tratada al ordenador. La frecuencia máxima de muestreo es de 350 Hz. con 5 Mpx. de resolución.
- **T-Series:** Se trata de la cámara estándar. Solamente realiza la captura de imágenes y las envía al ordenador para hacer el tratamiento. La resolución máxima admitida es de 1 Mpx. y una frecuencia de muestreo de 1.000 Hz.

El precio estimado para cada modelo ronda desde los 3.000€ hasta los 6.000€ para las cámaras de la serie T, y desde los 8.000€ hasta 20.000€ para las de la serie Bonita.

Es necesario añadir el software de gestión *Tracker* y procesamiento, que está valorado en 3.000€

2.6.1.2 Qualisys

Lleva desde el año 1989 desarrollando productos de captura de movimiento. Están ubicados en Suecia, pero con un red comercial importante a nivel mundial. Las dos principales series de cámaras de las que dispone son:

- **Oqus:** Se trata de una cámara capaz de capturar hasta 1.100 muestras por segundo con una resolución de 3 Mpx. Toda las cámaras de la serie se pueden utilizar en el exterior.
- **Oqus Underwater :** Esta cámara tiene certificación IP67 y es capaz de trabajar bajo el agua hasta una profundidad de 40 metros y una distancia de 20 metros. Está especialmente diseñada para su uso en piscinas para la natación. Dispone de una resolución máxima de 4 Mpx. y una frecuencia de captura de 360 Hz.

2. ESTUDIO DE LA TÉCNICA

Los precios oscilan entre los 3.000€ y los 7.000€ para la serie Oqus, y los 11.000€ y los 24.000€ para la serie Oqus Underwater.

Además, también es necesaria la adquisición del software de gestión de marcadores valorado en 2.500€.

2.6.1.3 AR-Tracking

La empresa Advanced Realtime Tracking lleva desde el año 1999 realizando sistemas de captura más orientados hacia el sector de la realidad aumentada y virtual. Dispone de cámaras y de joysticks aéreos. En cuanto a cámaras, las series más representativas son:

- **Artrack:** Se trata de la serie más avanzada. Las cámaras tienen una resolución máxima de 1,3 Mpx. con una frecuencia de captura de 300 hercios.
- **Trackpack :** Esta serie dispone de unas características muy limitadas, ya que únicamente tiene resolución de 1,1 Mpx., frecuencia de muestreo de 120 fotogramas por segundo y 8 cámaras como máximo.
- **Smarttrack :** Se trata de un sistema cerrado, diseñado para capturar pequeños volúmenes de aproximadamente 2 m³. El módulo viene ya precableado y solamente hay que enchufarlo al ordenador para poder realizar capturas. Utiliza dos cámara de 1 MPx. con un captura máxima de 60 imágenes por segundo.

Los sistemas tienen un coste aproximado de 4.000€ por cámara para la serie Artrack, alrededor de los 2.700€ para la serie Trackpack, y sobre los 5.000€ para el sistema Smarttrack.

El software *DTrack2*, en este caso, viene incluido al comprar el sistema de captura.

2.6.1.4 Optitrack

Se trata de una escisión de la empresa ART que ha desarrollado un sistema de captura bastante más económico que los anteriormente propuestos. No dispone de las características de los gold-estándar, pero el sistema y rendimiento que se puede dar al mismo es más que suficiente para muchas aplicaciones. Dispone de dos series de cámaras:

- **Flex:** Los modelos más básicos de la empresa tienen una resolución máxima de 1,3 Mpx. y capturan hasta 120 fotogramas por segundo.

- **Prime :** La serie más avanzada permite capturar hasta 4.1 Mpx. y 360 imágenes por segundo.

Los precios varían desde los 1.000€ de la serie Flex hasta los 6.000€ de la clase Prime.

En este caso, es necesaria la adquisición del software de procesamiento de los marcadores *Motive*, que tiene un coste estimado de 1.000€ .

2.6.2 Sistemas inerciales

Las empresas, cuando observaron la miniaturización de los sensores inerciales junto con la reducción de su precio, aprovecharon la oportunidad para diseñar y sacar al mercado sistemas basados en esta tecnología, como es el caso de las empresas que seguidamente se detallan.

2.6.2.1 X-Sens

Nació en el año 2000 en Holanda gracias a la fuerte inversión realizada por Fairchild Semiconductors. Disponen de dos gamas de sensores :

- **MTi-10:** La gama más básica de sensores dispone de una frecuencia de muestreo de 2.000 hercios. Dispone de protección contra polvo y agua IP67. Los modelos incluyen un IMU con 9 grados de libertad, sistema de altitud y rumbo y VRU. La precisión estimada es de 0,5 grados.
- **MTi-100:** Dispone de las mismas características que la versión anterior pero, además, puede incluir un GPS para obtener posición y velocidad. La precisión obtenida puede llegar a 0,2 grados.

El coste de los módulos va desde los 1.000€ hasta los 2.000€ en el modelo MTi-10, mientras que para el modelo MTi-100, va desde los 1.500€ hasta los 3.000€.

Todos los sensores son cableados y deben ser conectados a una unidad de procesamiento. Además, es necesario un software para la correlación de los datos.

También disponen de unidades inalámbricas, pero que, dependiendo del número de sensores, hacen que la frecuencia de muestreo decaiga proporcionalmente.

2.6.2.2 Noraxon

Se trata de una empresa americana que fabrica dispositivos para captura de datos biomecánicos, como son los sistemas de electromiografía, sistemas de fuerza y presión, etc. Entre ellos se encuentran unos sensores inerciales inalámbricos: *myoMOTION RESEARCH*. Tienen 6 grados de libertad con una precisión estática de 0.4 grados. Su frecuencia de muestreo no es muy elevada, 200 hercios.

Dispone del software de gestión *myoRESEARCH* con el que combinar todos los dispositivos que fabrica, y del que podemos obtener los datos capturados por los sensores inerciales inalámbricos.

2.6.2.3 Shimmer Sensing

La empresa de más reciente creación de las aquí mostradas; su fundación data del año 2008 y ya se ha convertido en un referente de sistemas inerciales. Los precios competitivos y el material de calidad han hecho que su crecimiento sea muy rápido.

El dispositivo inercial de que disponen, *Shimmer3*, tiene un coste aproximado de 500€, haciéndolo el más económico de todos los disponibles. Dispone de 9 grados de libertad, pudiendo seleccionar entre dos tipos de acelerómetros para que el ruido de las lecturas sea menor. Su frecuencia de muestreo es de 100 hercios.

El software de gestión de todas las unidades, *Consensys Software*, ya se encuentra incluido en el precio del sistema completo.

2.6.2.4 STT

Esta empresa ubicada en Gipuzkoa es la única que se dedica a este área en el País Vasco. Desde su fundación en el año 1998 ha desarrollado sistemas ópticos y sensores inerciales para la captura y análisis del movimiento; también disponen de escáneres tridimensionales, todos ellos centrados en el sector médico.

El sistema inercial *iSen* dispone de 9 grados de libertad con una frecuencia máxima de captura de 250 hercios. La precisión estática máxima alcanzable ronda los 0.5 grados. En cuanto a la comunicación con el controlador, ésta se realiza vía Bluetooth. Tiene un precio que ronda los 1.500€.

La gestión de todos los sensores emplea el software *iSen Software*, que tiene un coste aproximado de 1.800€.

2.6.3 Plataformas de fuerza

El elemento principal que utilizan las células de carga no ha evolucionado en exceso en los últimos años, por ello continúa siendo una tecnología cara para la que hay pocos fabricantes. Los tres principales existentes a nivel mundial son los siguientes.

2.6.3.1 Kistler

Se trata de un fabricante alemán que lleva desde 1963 dedicándose, desde sus inicios, a la venta de sensores de presión, fuerza, par y aceleración, así como al acondicionamiento de señales. Durante ese período de tiempo ha observado la evolución de los componentes y ha sabido adaptarse a los nuevos tiempos.

Los productos comercializados por Kistler se emplean en el sector industrial, aunque desde hace unos años han irrumpido con fuerza en el mundo del deporte y la medicina.

Las plataformas de fuerza de las que disponen tienen una capacidad máxima de peso de 1 tonelada, con unas dimensiones de 90 x 60 centímetros y una frecuencia de muestreo de 1.000 hercios. Disponen de plataformas uniaxiales (Fz) y triaxiales (Fx, Fy, Fz). Su precio ronda los 20.000€ para un eje y 60.000€ para los tres ejes.

Para la captura de la información proporcionada por la plataforma se emplea el software *BioWare*, que está incluido en el precio del sistema.

2.6.3.2 Amti

Esta empresa americana lleva más de 30 años desarrollando y fabricando productos para el sector de la biomecánica. Su principal área de conocimiento son las plataformas de fuerza, empleadas por muchos laboratorios y clínicas en todo el mundo.

Disponen de varios modelos con características similares pero superficies diferentes, dependiendo de su aplicación. La superficie máxima de la plataforma es de 120 x 120 centímetros, con una capacidad de carga de hasta 500 kilogramos de peso y una frecuencia máxima de 350 hercios.

Los precios varían mucho de unos modelos a otros. Las plataformas uniaxiales se encuentran alrededor de los 18.000€ , mientras que las triaxiales están entorno a los 55.000€.

	Vicon		Qualisys	
	<i>Bonita</i>	<i>T-Series</i>	<i>Oqus</i>	<i>Oqus Underwater</i>
Resolución máxima	5 Mpx.	1 Mpx.	3 Mpx.	4 Mpx.
Frecuencia muestreo	350 Hz.	1.000 Hz.	1.100 Hz.	360 Hz.
Precio	3.000€ a 6.000€	8.000€ a 20.000€	3.000€ a 7.000€	11.000€ a 24.000€
Software	Tracker (3.000€)		Track Manager (2.500€)	

Tabla 2.1: Comparativa de sistemas ópticos (I)

2.6.3.3 Bertec

Desde el año 1987, Bertec fabrica equipos de medida de presión dedicados al mundo de la medicina y el deporte. Esta empresa americana dispone de plataformas de fuerza, salto y balance, así como de células de carga.

Según el uso se dispone de modelos diferentes; en nuestro caso, las medidas máximas son de 90 x 60 centímetros, con una capacidad de peso de hasta 1 tonelada y una frecuencia de muestreo de 500 hercios.

Los tres modelos de plataforma disponibles son triaxiales, con un precio de mercado que ronda los 50.000€. El software *Bertec Workbook* para la gestión de la plataforma se encuentra ya incluido en el precio.

2.6.4 Comparativa

Tras analizar los sistemas comerciales existentes, y con el objetivo de sintetizar los elementos más importantes, se han realizado la tablas comparativas, donde se muestran resumidamente sus principales características.

Primeramente, en las tablas 2.1 y 2.2, se encuentra el resumen de los fabricantes de sistemas ópticos. Todos disponen de sistemas más accesibles y más caros. Las resoluciones varían desde las bajas, de 0,3 Mpx., hasta los 5 Mpx.; en cambio las frecuencias de muestreo van desde los 120 Hz. hasta los 1.100 Hz. Destacan por su calidad los fabricantes *Vicon* y *Qualisys*, pero en cuanto a la relación calidad-precio, el mejor valorado es *Optitrack*.

En la tabla 2.2, se muestran los datos relativos a los otros dos principales fabricantes. En este caso, se puede observar cómo no disponen de grandes resoluciones, ni de grandes frecuencias de muestreo. Sin embargo, en la relativo al coste, son mucho más económicos que las opciones anteriormente expuestas.

	AR-Tracking			Optitrack	
	<i>Artrack</i>	<i>Trackpack</i>	<i>Smarttrack</i>	<i>Flex</i>	<i>Prime</i>
Resolución máxima	1,3 Mpx.	1,1 Mpx.	1 Mpx.	1,3 Mpx.	4,1 Mpx.
Frecuencia muestreo	300 Hz.	120 Hz.	60 Hz.	120 Hz.	360 Hz.
Precio	4.000€	2.700€	5.000€	600€ a 1.000€	2.500€ a 6.000€
Software	Dtrack2 (incluido)			Motive (1.000€)	

Tabla 2.2: Comparativa de sistemas ópticos (II)

	Xsense <i>MTi-10</i>	<i>MTi-100</i>	Noraxon myoMOTION	Shimmer	STT iSen
Grados libertad	9	9+GPS	6	9	9
Precisión	0,5 °	0,2 °	0,4 °		0,5 °
Frecuencia muestreo	2.000 Hz.	2.000 Hz.	200 Hz.	100 Hz.	250 Hz.
Precio	1.000€ a 2.000€	1.500€ a 3.000€		500€	1.500€

Tabla 2.3: Comparativa de sistemas inerciales

En la tabla 2.3 aparecen los principales dispositivos de captura inerciales. La frecuencia de captura es elevada en *Xsense*, llegando hasta los 2000 Hz., mientras que en el resto no superan los 250 Hz. Existe una amplia variedad de precios, desde los 500€ hasta los 3.000€, y una precisión que todos los fabricantes aseguran de 0,5°, y *Xsense* llega hasta los 0,2° en su modelo *MTi-100*.

Por último, en la tabla 2.4 se muestran los tres fabricantes, de reconocido prestigio a nivel mundial, de estos sistemas. Los precios varían desde los 18.000€ de las plataformas uniaxiales realizadas por *AMTI*, hasta los 60.000€ de las plataformas triaxiales de *Kistler*, y las frecuencias van desde los 350 Hz. hasta los 1.000 Hz. En cuanto a superficies, varían desde los 90 x 60 cms. hasta el 1,2 x 1,2 mts.

	Kistler		AMTI		Bertec
Ejes	1	3	1	3	3
Frecuencia máxima	1.000 Hz.	1.000 Hz.	350 Hz.	350 Hz.	500 Hz.
Superficie	90x60 cms.	90x60 cms.	120x120 cms.	120x120 cms.	90x60 cms.
Precio	20.000€	60.000€	18.000€	55.000€	50.000€

Tabla 2.4: Comparativa de plataformas de fuerza

Los saltos verticales

EL salto vertical está considerado como un indicador de la fuerza explosiva del tren inferior. Se utiliza habitualmente para medir la capacidad deportiva y para evaluar la efectividad de los programas de entrenamiento para atletas. Pero como ya se ha comentado en capítulos anteriores, es utilizado en el ámbito de la salud ampliamente. Algunos de los ejemplos de uso más habituales han sido para medir la función muscular en las personas mayores [SKK⁺14], para monitorizar la mejora de las lesiones en rehabilitación [CMJJ12], o para evaluar otras dolencias clínicas, como enfermedades cardiovasculares [BOTB10], la artritis ideopática juvenil [FMM⁺10] o la obesidad [PHS13] [RVR⁺12].

Este tercer capítulo de la presente tesis doctoral está organizado de la siguiente manera. En la sección 3.1 se describen los principales saltos verticales utilizados en la literatura, en la sección 3.2 se enumeran las principales pruebas encontradas en la literatura de diferentes autores para su evaluación. En la sección 3.3 se identifican las principales fases según Linthorne. En la sección 3.4 se determinan cuáles son los instantes y fases importantes según el criterio que se va a seguir. En la sección 3.5 se detallan las funciones que se pueden obtener del salto. Y por último, en la sección 3.6 se explican los parámetros importantes según el criterio que se ha empleado anteriormente.

3.1 Tipos de salto

La variedad de saltos es muy extensa en la literatura. Hay saltos específicos para detectar diferentes patologías o para evaluar la capacidad de pacientes o atletas.

En los siguientes apartados se podrán observar los saltos más conocidos y utilizados para cuantificar las habilidades de personas o atletas: el salto *squat* o salto de talón (SJ), el salto con contramovimiento (CMJ), el salto con contramovimiento con carga y el salto con caída o *drop jump* (DJ).

3.1.1 Salto de squat (SJ) o salto de talón

Se trata de efectuar un salto partiendo de una posición semiflexionada (flexión de rodillas a 90 grados) sin movimiento hacia abajo. El movimiento debe efectuarse con las manos sobre las caderas y el tronco recto. El salto de talón consiste en la realización de un salto vertical máximo, partiendo de la posición de flexión de piernas de 90 grados, sin ningún tipo de rebote o contramovimiento. Los miembros superiores tampoco intervienen en el salto, puesto que las manos deben permanecer en la cadera desde la posición inicial hasta la finalización de salto. El sujeto, en la fase de vuelo, debe mantener el cuerpo erguido, las piernas extendidas y los pies en flexión plantar, efectuando la caída en el mismo lugar de inicio, con los brazos fijados en la cadera.

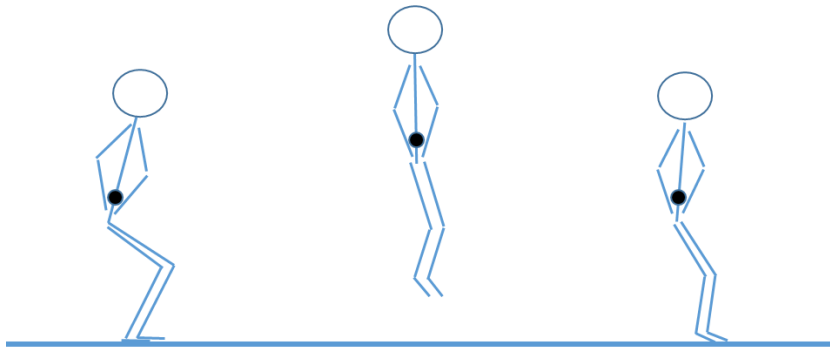


Figura 3.1: Ejecución del salto de *squat jump*

El ejercicio que se utiliza para valorar la manifestación explosiva de la fuerza es el Squat Jump (SJ). Desde una posición de semiflexión en total inmovilidad, se realiza una rápida y vigorosa extensión-enderezamiento de las piernas. Tradicionalmente, los brazos han venido colocándose en jarras, con

las manos en la cintura; otros autores, para reducir al máximo la ayuda que puede representar el despegar las manos, proponen realizar dicho salto con un bastón de madera (pica) apoyada en la nuca como si de una barra de pesas se tratara. El máximo esfuerzo en la extensión del tren inferior debe permitir la realización de un salto vertical lo más alto posible. A esta manifestación, al factor “capacidad contráctil”, se añade un segundo factor, relativo a la capacidad de sincronización de la contracción de las fibras, para tener un valor más homogéneo.

Dada la dificultad que presentan algunos deportistas al realizar el SJ desde una posición de total inmovilidad, durante los últimos años y para sustituirlo, se ha venido utilizando el *rocket jump* (RJ). Los deportistas “maduros” presentan en este ejercicio valores prácticamente idénticos que en el salto de talón. El *rocket jump* consiste también en un salto vertical, pero desde la posición de sentadilla profunda, con apoyo metatarsiano manteniendo los talones altos alejados del suelo y sujetando un pico sobre la nuca.

3.1.2 Salto con contramovimiento (CMJ)

La única diferencia con el *squat jump* reside en el hecho de que el atleta empieza en posición de pie y ejecuta una flexión de piernas (las piernas deben llegar a doblarse 90° en la articulación de la rodilla), inmediatamente seguida de la extensión. Entonces, lo que se ha provocado es un estiramiento muscular que se traduce en una fase excéntrica. En el salto con contramovimiento el sujeto parte de la posición de pie, con las manos sujetas a las caderas, donde permanecen desde la posición inicial hasta el final del salto. Se trata de realizar un movimiento rápido de flexo-extensión de las rodillas, formando durante la bajada un ángulo de 90° con éstas, e inmediatamente realizar un salto vertical máximo. Se ha de observar el salto con los mismos criterios de validación que el salto de talón.

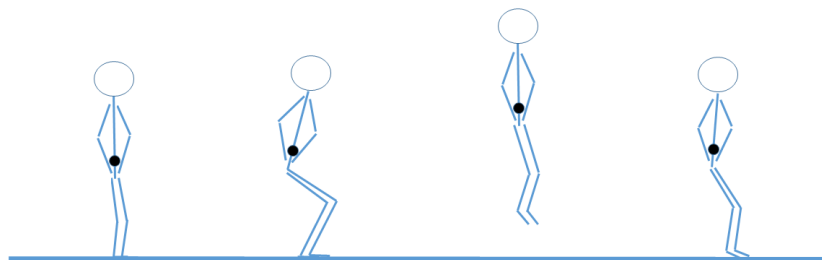


Figura 3.2: Ejecución del salto con contramovimiento

3. LOS SALTOS VERTICALES

Para valorar esta manifestación reactiva el ejercicio utilizado es el salto con contramovimiento, que consiste en un rápido movimiento de semiflexión-extensión de las piernas, partiendo desde la posición erguida y, al igual que en el ejercicio anterior, con un pica sobre los hombros, sujeta con las manos. En este ejercicio, la elevación que se consigue es mayor que en *squat jump*, porque a los factores que determinan el tipo de manifestación precedente se añade, en éste, el efecto debido al componente elástico; de aquí el nombre de fuerza elástica-explosiva. Durante el estiramiento, la energía elástica potencial se almacena en los elementos elásticos en serie y puede ser reutilizada en forma de trabajo mecánico en el inmediatamente posterior trabajo concéntrico, si el período de tiempo entre las fases excéntrica y concéntrica es corto (tiempo de acoplamiento). Si el tiempo de acoplamiento es muy largo, la energía elástica se disipa en forma de calor. La diferencia porcentual en la altura lograda entre los ejercicios de salto de talón y contramovimiento se define como índice de elasticidad, ya que es lo que principalmente se diferencia entre los dos.

$$I.E. = \frac{CMJ - sj}{SJ} * 100 \quad (3.1)$$

3.1.3 Salto con contramovimiento (CMJ) con carga

Se trata de efectuar un “detente” partiendo de una posición semiflexionada (flexión de rodillas a 90 grados) sin movimiento hacia abajo. El movimiento debe efectuarse con las manos, soportando una carga apoyada en el cuello, y el tronco recto. En función de la carga utilizada y el peso del individuo tendremos diferentes saltos: con cargas progresivas, y salto con diferentes sobrecargas.

El ejercicio utilizado consiste en una flexión máxima de las piernas, seguida de una extensión-enderezamiento (sentadilla completa o squat máximo), efectuada con la máxima carga posible que pueda desplazarse una sola vez y sin limitación del tiempo. Este es el único ejercicio de los que se proponen para el control de las manifestaciones que no tiene las características dinámicas de un salto. Las manifestaciones de la máxima dinámica de la fuerza representan la fuerza de base, lo que supone poner en juego la propiedad fundamental y diferenciadora del músculo, y en la que están especializadas las fibras musculares: la contracción.

$$H_v = \frac{T_v * g}{8} \quad (3.2)$$

Por tanto, podemos suponer que el factor característico de esta manifestación de la fuerza es la capacidad contráctil. Para las demás manifestaciones

de la fuerza, el movimiento de flexo-extensión de las piernas es muy rápido y potente, generando un impulso que, transferido al atleta, le lleva a realizar un salto. Si dicho salto se realiza sobre una plataforma de contacto conectada a un cronómetro, con la técnica de ejecución adecuada, es posible saber el tiempo de vuelo y, por tanto, la altura alcanzada por el centro de masas del deportista. En la ecuación 3.2, se puede observar su cálculo, la variable T_v corresponde con el tiempo de vuelo en segundos y g es la aceleración de la gravedad ($9,81m/s^2$ de promedio).

3.1.4 Abalakov

Proviene del Antiguo test de Abalakov que se realizaba de la siguiente manera: el ejecutante, de pie frente a una pared, brazos al costado del cuerpo, planta de los pies totalmente apoyadas en el piso; las puntas de los pies deben tocar la pared, las puntas de los dedos de la mano impregnados con tiza o humedecidas con agua. El evaluador debe estar de pie sobre una silla ubicada al lado del ejecutante. El ejecutante extiende ambos brazos hacia arriba y marca la pared con la punta de los dedos mayores. Luego, manteniendo los dos brazos en alto, se separa aproximadamente 30 centímetros de la pared, colocándose de perfil a la misma; toma impulso por medio de una semiflexión de piernas, pudiendo bajar los brazos, salta buscando la máxima altura y, con el dedo medio de la mano más próxima a la pared, toca la misma lo más alto posible. Tres tentativas, y se registra la mejor. En la actualidad, el test de Abalakov se realiza sobre la plataforma de salto, permitiendo al deportista el uso de los brazos, de tal manera que toma impulso por medio de una semiflexión de piernas (las piernas deben llegar a doblarse 90 grados en la articulación de la rodilla), seguida de la extensión, pudiendo ayudarse de los brazos durante la realización del salto. Durante la acción de flexión el tronco debe permanecer lo más recto posible con el fin de evitar cualquier influencia del mismo en el resultado de la prestación de los movimientos inferiores. En ejercicio propuesto por algunos autores como Vittori [Vit90], para valorar la manifestación reflejo elástico-explosiva se utiliza el Abalakov, que es prácticamente igual al CMJ pero con ayuda de brazos. Es decir, los brazos extendidos por detrás del tronco se llevan adelante y arriba en una oscilación vigorosa, coordinada y sincronizada con la semiflexión-extensión de las piernas. Los factores que determinan la fuerza manifestada en este ejercicio son presumiblemente: el componente contráctil, las capacidades de reclutamiento y sincronización, el componente elástico y el reflejo. Pero, teniendo en cuenta que la ejecución de este ejercicio viene a durar ente 500 y 600 milisegundos y que, aproximadamente el 50 %

de este tiempo es amortiguante (fundamentalmente excéntrico), resulta que el reflejo de estiramiento se libera en dicha fase y no en la acelerante. La unión entre los filamentos de actina y miosina tiene una duración limitada, que es de 20-60 milisegundos para las fibras rápidas y aproximadamente del doble para las fibras lentas y, por tanto, sólo ayuda a frenar el movimiento descendente. Sin embargo, la oscilación de brazos extendidos produce en la fase amortiguante un mayor momento de fuerza, principalmente en los cuádriceps, que logran un reclutamiento de unidades motoras de mayor umbral de excitación.

En la fase acelerante, al oscilar los brazos adelante-arriba, disminuirá dicho momento de fuerza, y la velocidad vertical que llevan será transmitida al sistema cuando los brazos se bloqueen (se paren bruscamente). Por la diferencia porcentual entre las alturas logradas en el Abalakov y en el CMJ, podemos cuantificar estos dos saltos impulsados por los brazos, y que se define como *índice de utilización de brazos*, que se puede observar en la ecuación 3.3.

$$\text{Índice de utilización de brazo} = \frac{ABK - CMJ}{CMJ} * 100 \quad (3.3)$$

La capacidad contráctil, y por tanto la manifestación máxima de la fuerza, constituyen el denominador común de las demás manifestaciones de la fuerza. Comparando esta relación con la manifestación máxima dinámica, esta va disminuyendo a medida que desciende su incidencia porcentual sobre el total manifestado. Es decir, la relación será alta entre la manifestación máxima dinámica y la manifestación explosiva, debido a lo grande que es el aporte de la capacidad contráctil en toda manifestación explosiva de la fuerza y, al contrario, la relación será baja entre la manifestación máxima dinámica y el reflejo elástico-explosivo.

3.1.5 Salto con caída (DJ) drop jump

Se trata de efectuar un salto después de una caída de una altura determinada, como muestra la figura (partiendo de una posición con piernas extendidas y con un movimiento hacia abajo). El movimiento continuo debe efectuarse con las manos sobre las caderas y el tronco recto. El test está estandarizado sobre 5 alturas de caída: 20 cm. - 40 cm. - 60 cm. - 80 cm. - 100 cm.

Para verificar y valorar la manifestación reflejo- elástico-explosiva de la fuerza, se utilizan como test fundamentalmente dos ejercicios: uno dirigido predominantemente a la musculatura extensora de las piernas (el *drop jump*), y otro dirigido predominantemente a la musculatura extensora de los pies

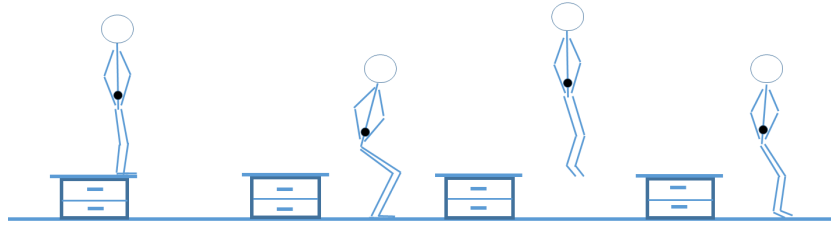


Figura 3.3: Ejecución del salto con caída

(reactividad de Vittori-Bosco [Vit90]). En estos ejercicios de salto, como consecuencia de la poca sensibilidad que tiene el sistema respecto al deportista, el cual tiene un nivel suficiente de fuerza excéntrica y, en parte, una mayor cantidad de tejido conjuntivo (en los componentes elásticos en serie y en paralelo), el deportista se beneficia de la rigidez (*stiffness*), favoreciendo el rebote mecánico. Además de los factores que entran en juego en el CMJ, durante la ejecución de estos saltos se verifican, generalmente, las condiciones que provocan el reflejo de estiramiento. Esto favorece durante un esfuerzo máximo el reclutamiento de un mayor número de unidades motoras, que permiten el desarrollo de una enorme cantidad de tensión en un corto período de tiempo.

Por tanto, en la ejecución de estos saltos contribuye tanto la elasticidad como el reflejo miotático. Dicho de otra manera, en ambos ejercicios, a las capacidades o factores ya mencionados (contráctil, reclutamiento-sincronización y elástica) se añade el factor “capacidad refleja y de rebote”. El ejercicio de *drop jump* consiste en un salto vertical consecuente con una rápida flexo-extensión de corta amplitud (BDJ, *bounce drop jump*), después de una caída desde cierta altura. Es decir, se busca la máxima altura limitando, en lo posible, la deformación músculo-articular de las articulaciones de la cadena cinética de salto, después de un violento contacto con el suelo. En este ejercicio, el contacto con el suelo, desde nuestro punto de vista, ha de ser plantar para buscar que el sector muscular más fuertemente solicitado en la amortiguación sea el cuádriceps. Aquí por tanto, el tiempo de contacto será más largo que en el siguiente ejercicio, como ya veremos, aunque no deberían superarse en mucho los 200 milisegundos. En el caso de un Drop Jump, con mayor amplitud de recorrido articular, y por tanto, más cercano a un salto con contramovimiento, hace que el salto tenga una mayor deformación (CDJ, *counter drop jump*) en la altura lograda. Esto disminuiría el aporte debido al factor de rebote y a la coordinación del reflejo miotático con la fase acelerante del salto. Por otra parte, puede que se potenciase la respuesta elástica de la musculatura puesta en juego (mayor sollicitación del glúteo que en el BDJ). La altura de vuelo que

3. LOS SALTOS VERTICALES

se alcanza con el BDJ es superior a la lograda en el CMJ, y por lo tanto, más grande es el impulso neto. Resumiendo, es verosímil la hipótesis según la cual la más que apreciable cantidad de energía cinética desarrollada en la caída se transfiere a la musculatura de la cadena cinética de salto, estimulándola en un repentino estiramiento, necesario para producir un plus de fuerza por vía elástico-refleja. El test de reactividad consiste en una sucesión de 5-6 saltos verticales, seguidos de un rápido y cortísimo movimiento de muelleo, en el que se busca la máxima altura. Relacionando la altura lograda en SJ_0 con las SJ_{50} y SJ_{100} , se obtienen los denominados índices fuerza-velocidad:

$$F - V_{100} = \frac{SJ_{100}}{SJ_0 * 100} \quad (3.4)$$

$$F - V_{50} = \frac{SJ_{50}}{SJ_0 * 100} \quad (3.5)$$

Por ejemplo, en el mismo caso anterior de saltos de atletismo, el índice $F - V_{100}$, después de ciclos de trabajo donde el objetivo fundamental es el desarrollo de la manifestación máxima dinámica, su valor debe ser 43 ± 2 ; mientras que en períodos de competición debe ser 40 ± 2 y el índice $F - V_{50}$ debe ser superior a 60. Los test de gradiente de manifestación elástico-explosiva han evolucionado en estos últimos años. El único cambio es el uso del CMJ en vez de utilizar el SJ, como se venía haciendo anteriormente, con las mismas sobrecargas mencionadas. Realizando dicho test a la largo de la temporada, vemos la evolución del gradiente, y si es necesario, podemos corregir la estrategia de entrenamiento, limitando en lo posible la deformidad músculo-articular de la cadena cinética de salto, como consecuencia del violento contacto con el suelo después del vuelo precedente. Aquí el apoyo tiene lugar sobre la parte metatarsiana del pie y no sobre toda la planta, siendo el tiempo de contacto inferior a 160 milisegundos y donde, sin duda, el sector muscular más fuertemente solicitado es el tríceps sural y sus sinérgicos.

La menor deformación producida en el test de reactividad ha llevado a muchos técnicos a utilizarlo sobre todo como ejercicio de valoración indirecta del stiffness (rigidez del sistema de impulsión). A diferencia de lo que sucede en los test utilizados para valorar otras manifestaciones de la fuerza, tanto en el Drop Jump como en el Reactive Jump, el cronómetro unido a la plataforma de contacto debe estar preparado para permitir el registro tanto de los tiempos de vuelo, como de los tiempos de contacto, ya que la valoración de las capacidades se hará tanto por la cantidad de fuerza manifestada (en base a la altura de vuelo), como por el tiempo necesario para manifestarla (en base a los tiempos de contacto). Relacionando ambos datos puede calcularse

el rendimiento en fuerza reactiva (Kevin), la capacidad reactiva R [Ver96] y el denominado coeficiente de calidad Q mediante las siguientes fórmulas:

$$\text{Rendimiento} - \text{fuerza} - \text{reactiva} = \frac{H_v}{T_c} \quad (3.6)$$

$$\text{Coeficiente} - \text{de} - \text{calidad} = \frac{T_v}{T_c} \quad (3.7)$$

$$\text{Capacidad} - \text{reactiva}(R) = \frac{H_v}{H_d} \quad (3.8)$$

Además, Vittori [Vit90], desde hace más de quince años usa la potencia mecánica mediante el empleo de la ecuación 3.9, donde P es la potencia en Wat/kg de peso corporal, T_v el tiempo de vuelo en segundos, T_c el tiempo de contacto en segundos, y por último g , que corresponde con la aceleración de la gravedad (9.81 m/s^2 de promedio).

$$\text{Potencia} = \frac{T_v * g}{4 * T_c} \quad (3.9)$$

Aplicando la ecuación 3.9, el mayor rendimiento se tendrá:

- Para un mismo tiempo de contacto con una mayor altura de vuelo.
- Con la disminución del tiempo de contacto, sin variación en la altura de vuelo.
- Mejor aún, con un aumento de la altura de vuelo y una disminución del tiempo de contacto.

También, y según autores como Matavulj et ál. [MKU⁺01], en relación al *drop jump* parecen racionales las siguientes observaciones:

- En el caso de que los porcentajes de fibras rápidas y lentas involucradas en la fase de impulso sean aproximadamente iguales (50 %), se pueden realizar las siguientes afirmaciones:
 - Si con el aumento de la altura de la caída (H_d) el tiempo de contacto (T_c) permanece lo más corto posible y la altura de salto (H_v) aumenta, la acumulación y recuperación de energía vendría realizada por las fibras rápidas.
 - Si H_d se alargara y H_v permaneciera casi constante, se recuperaría energía principalmente de las fibras lentas.

3. LOS SALTOS VERTICALES

- Si el porcentaje de fibras rápidas supera claramente el 50 %, aumentando T_c disminuiría H_v .
- Si, por el contrario, el porcentaje de fibras rápidas es claramente inferior al 50 %, los T_c se incrementarían rápidamente al aumentar H_d , pero H_v aumentaría hasta cierto punto.

En consecuencia, la altura óptima (dependiendo de la composición fibrilar) será aquella en la que las fibras de un determinado tipo sean más eficaces. Si H_d es demasiado grande, pueden no lograrse H_v mayores, en parte, como resultado de una inhibición por influencia de los órganos tendinosos de Golgi y por influencias inhibitorias de la inervación, que tienen su origen en el sistema nervioso central (experimentalmente pueden observarse las diferentes H_d , las cuales reducen la señal EMG ya antes del contacto con el suelo, es decir, antes de la aparición de grandes valores de tensión originados por el estiramiento).

3.1.6 Salto reactivo (RJ)

Es un test de saltos repetidos o CMJs sucesivos, en tanto que la técnica de salto es igual que la técnica del CMJ, tras cada salto en la plataforma se desciende y asciende rápida, consecutiva y sucesivamente, sin pausa alguna, formando un ángulo de flexión de rodillas de 90°, como se puede observar en la figura 3.4.

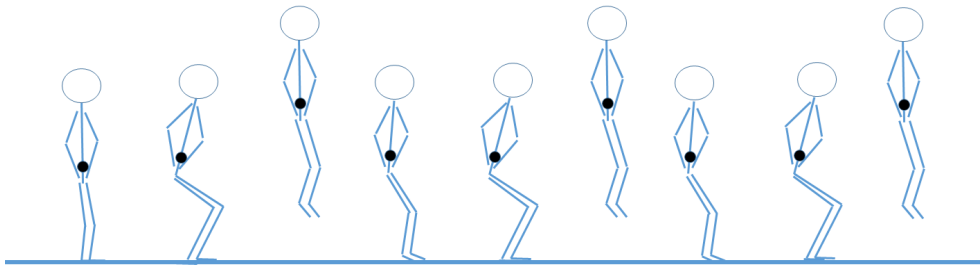


Figura 3.4: Ejecución del salto reactivo

Existen varias duraciones estándar para este test (5-10-15-30-45-60 y 90 segundos), aceptándose que la potencia anaeróbica es evaluada en el test de duración de 15 segundos [Vel92]. Es necesario destacar que en la aplicación del test RJ el sujeto debe entrar realizando un salto previo desde fuera de la plataforma. Este test ha sido utilizado, además de para calcular el índice de resistencia a la fuerza rápida, para relacionar la capacidad de salto (altura

media de los saltos) con las cualidades metabólicas de los músculos implicados durante el mismo: potencia anaeróbica (predominio de la vía anaeróbica aláctica) y capacidad anaeróbica (predominio de la vía anaeróbica láctica).

Los diferentes autores se refieren al RJ15 o test de saltos repetidos durante 15 segundos como un test que permite valorar la potencia anaeróbica; [MOT90], [VK78], y al RJ60 o test de saltos repetidos durante 60 segundos, como un test que permite valorar la capacidad anaeróbica [BKT⁺83]. Entre otras utilidades de los tests de saltos verticales repetidos puede contemplarse la valoración de la fatiga provocada por una serie de contracciones musculares máximas sin descanso; así, algunos autores han realizado tests de saltos verticales repetidos (“saltos de rana” o saltos de flexión profunda) para estudiar los efectos de la fatiga sobre la altura del salto, concluyendo que ésta disminuía progresivamente a medida que se realizaban más saltos.

3.2 Pruebas de evaluación del salto vertical

3.2.1 Test de Dudley Sargent

Data de 1921, y también ha sido denominado “test de saltar y tocar” o “test de saltar y llegar”. Ha sido estandarizado de diferentes formas desde sus orígenes, [MKK90], [GMN⁺97], siendo el protocolo más utilizado el estandarizado por Lewis en 1977 [Mar86], [SB93].

Se coloca una plancha vertical de 2 metros de altura, graduada en centímetros, situada a partir de una altura de 1.50 metros del suelo y separada 15 centímetros de la pared. El sujeto se coloca a unos 30 centímetros de esta plancha, con el cuerpo lateral a la misma, y hace una primera marca (*a*) con una mano pintada de tiza (intenta llegar a la máxima altura sin despegar los talones del suelo) que representa el alcance inicial del salto. A continuación, el sujeto flexiona libremente las piernas para saltar lo máximo posible y, con el brazo en extensión, hacer una segunda marca (*b*), que representa el alcance final del salto, como se puede ver en la figura 3.5; la altura del salto se calcula restando las dos distancias.

Lewis también propuso un nomograma que lleva su nombre y una ecuación para calcular la potencia mecánica desarrollada durante el salto (potencia en valores relativos o W/Kg.) [SB93]. Esta última puede calcularse a partir de la ecuación 3.10:

$$P = 21,7 * \sqrt{h} \quad (3.10)$$

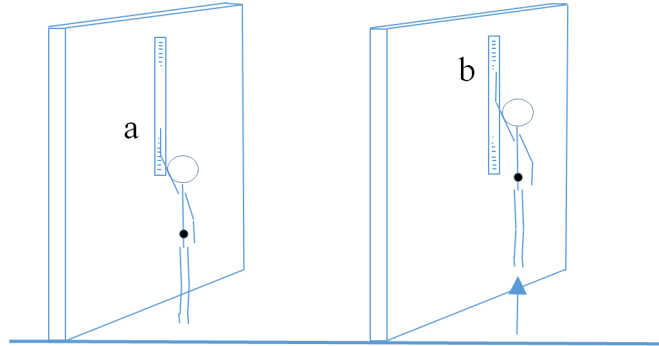


Figura 3.5: Ejecución del salto de *Dudley Sargent*

Otros autores también han propuesto modificaciones del test original, utilizando diferentes posiciones iniciales y finales de salto:

- Unos calculan la altura del salto a partir del alcance con una mano desde parado (*a*), restándolo de la altura máxima lograda con dos manos (*b*), en un tablero de baloncesto graduado en altura con precisión de 1 cm. [SRW92].
- Otros calculan la altura del salto a partir del alcance con ambas manos (*a*) y como altura final la marcada con una sola mano (*b*) sobre una tablilla graduada en altura [GMN⁺97].
- Incluso, algunos intentan asemejar la cualidad de salto a las características propias del deporte objeto de estudio, por lo que existen estudios en voleibol donde se realiza el test de salto vertical con una carrera previa hacia delante, marcándose la altura alcanzada en una tablilla graduada en altura [HMOV91], [SAB92].

3.2.2 Test de Abalakov

Este test utiliza una metodología distinta en la medición de la altura del salto vertical. Igual que en el test de Sargent, mide la capacidad de impulso vertical de las piernas y se realiza con los brazos libres [Vit90], pero la medición no es resultante de la diferencia de dos marcas, sino de la elevación del centro de gravedad durante el salto, para lo que se utiliza una correa métrica fijada a la cintura por un extremo, libre por el otro extremo, y ligada a un marcador. Esta metodología de salto se puede observar en la figura 3.6.

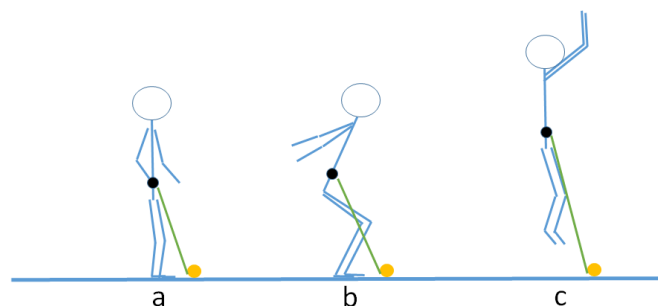


Figura 3.6: Ejecución del salto de *Abalakov*

El test de Abalakov mejora la precisión de la medida y evita los problemas inherentes a la primera fase del test de Sargent. Se puede realizar con tan sólo una cinta de modista fijada a la cintura del ejecutante y aguantada entre dos dedos del evaluador, que mantiene la mano apoyada en un lugar fijo para que no se mueva.

Durante la fase de vuelo el cuerpo debe permanecer recto y debe caer sobre el mismo punto de despegue. La distancia de vuelo es la diferencia entre la distancia en el punto de referencia estando parado y erguido antes de iniciar el salto, y la alcanzada en el mismo punto en la fase más alta del salto.

3.2.2.1 Variantes

Los test de Abalakov permiten algunas variaciones que ayudan a detectar los procesos implicados en el salto.

- Salto sin utilización de brazos, que permite detectar la coordinación y la contribución de los brazos al comparar el resultado con el obtenido utilizando los mismos.
- Salto con una sola pierna. Se puede utilizar para detectar asimetrías en la potencia de las piernas.
- Salto con sobrecarga. Permite diseñar curvas de carga (Kg.) – altura (cm.), que son muy buenos indicadores de la potencia del tren inferior. Los saltos con cargas elevadas son difíciles de medir debido a la poca precisión del sistema.
- Salto con una pierna situando el pie sobre un cajón de 20-40 centímetros y el otro pie en el suelo. Tiene el mismo efecto que el salto sobre una

pierna, pero se elimina parte de la energía elástica que se acumula en el contramovimiento.

3.2.3 Test de Dal Monte

Con el mismo fundamento que el test de salto realizado por Abalakov y explicado en la sección anterior, Dal Monte [DM83] diseñó un test de salto vertical con brazos libres, en el que también se mide la distancia de elevación del centro de gravedad; en este caso el sujeto se coloca un cinturón fijado a la cintura (que se toma como referencia de la posición del centro de gravedad) y se sitúa de pie en frente de una columna que le refleja un haz de infrarrojos hasta el cinturón; la altura de salto es la diferencia entre la posición inicial del sujeto (h_a) y la posición más alta registrada en la columna durante el salto (h_b). En la figura 3.7 se puede observar la metodología descrita.

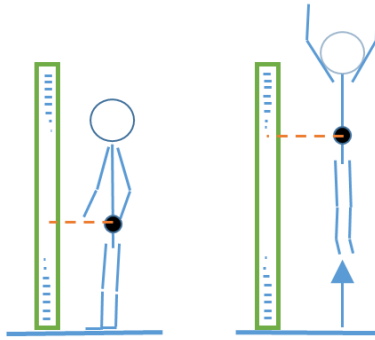


Figura 3.7: Test de salto según la metodología de *Dal Monte*

3.2.4 Test de Stiffness

Es un test fundamental para evaluar la fuerza reactiva. Es una alternativa válida al drop jump, fácil y simple de realizar.

El atleta, en pie sobre la plataforma, debe realizar una serie de saltos consecutivos a una máxima intensidad. Durante el salto las piernas deben estar extendidas y los brazos libres para permitir la mayor coordinación del movimiento. El test se desarrolla en base a la reactividad neuromuscular explosiva y el sistema músculo-tendón-huesos, que permite evaluar el componente reactivo de la fuerza extensora de los miembros inferiores. El rendimiento es evaluado calculando el tiempo de vuelo (suspensión), el tiempo de contacto

con el suelo y el promedio de la potencia mecánica (W) desarrollada durante el test.

Mediante este test, es posible realizar el cálculo del rendimiento de la fuerza reactiva según Kevin et ál. [NOM⁺00] (ecuación 3.11), la capacidad reactiva según Verkischnsky [Ver06] (ecuación 3.12) y el promedio de la potencia mecánica desarrollada (ecuación 3.13).

$$FR = \frac{H_v}{T_c} \quad (3.11)$$

$$CR = \frac{H_v}{H_{dj}} \quad (3.12)$$

$$P = \frac{t_v^2 * g^2}{4T_c} \quad (3.13)$$

3.2.5 Test de Bosco

El test de Bosco [BKT⁺83] está compuesto por una batería de saltos verticales, cuyo objetivo es valorar las características morfohistológicas (tipos de fibra muscular), funcionales (alturas y potencias mecánicas de salto) y neuromusculares (aprovechamiento de la energía elástica, reflejo miotático y resistencia a la fatiga) de la musculatura extensora de los miembros inferiores, a partir de las alturas obtenidas en los distintos tipos de saltos verticales. En la siguiente lista se pueden observar los saltos que lo componen, todos ellos anteriormente explicados:

- Salto de talón o *squat jump* (SJ)
- Salto con contramovimiento o *contermovement jump* (CMJ)
- Salto con caída o *drop jump* (DJ)

3.3 Identificación de las fases del salto

El salto más completo que se puede evaluar es el salto vertical con contramovimiento. En el gráfico 3.8 se pueden ver las diferentes fases de las que éste dispone. En las siguiente líneas se detalla cuál es la variación de la fuerza de reacción contra el suelo, así como la variación del centro de masas.

3. LOS SALTOS VERTICALES

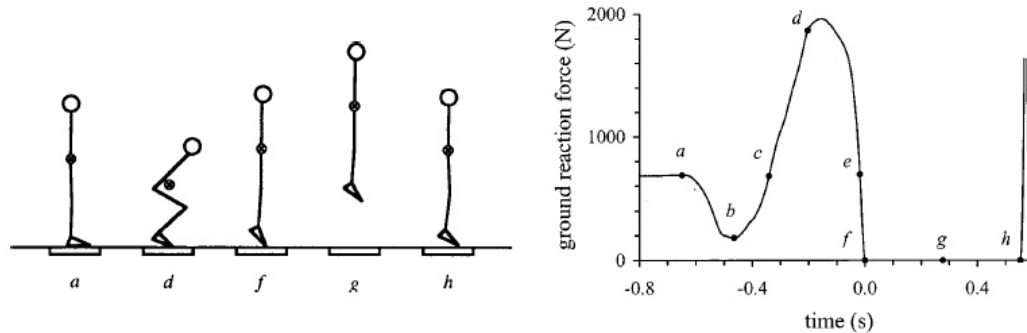


Figura 3.8: Fases del salto vertical según *Linthorne*

A principios del siglo XX, fue Linthorne [Lin01] quien, tomando como base lo mencionado por Gerrish [Ger34] en la década de los años 30, revisó el estado actual de la técnica y mostró en un artículo cuáles eran estas fases.

Fases de un salto vertical con contramovimiento:

- **a:** El punto *a* es el comienzo del salto. El saltador se encuentra en una posición vertical y erguido. En este momento, la altura vertical del centro de masas se coloca a cero.
- **a-b:** El saltador relaja los músculos de los brazos y de la cadera, pero permitiendo que los tobillos y rodilla se flexionen por efecto de la gravedad. La fuerza resultante del saltador se convierte en negativa, y el centro de masas del individuo se mueve y acelera hacia el suelo.
- **b:** Este punto marca la máxima deceleración del centro de masas del saltador.
- **b-c:** El centro de masas de la persona continúa moviéndose hacia abajo, pero el saltador ha comenzado con la activación de los músculos de los brazos. La fuerza resultante en la persona y la aceleración del centro de masas siguen siendo negativas.
- **c:** En el punto *c* la fuerza de reacción del suelo es igual al peso del saltador, por tanto, la fuerza resultante del saltador y la aceleración de su centro de masas son cero. Este punto *c* indica la máxima velocidad de descenso. En ocasiones la región *a-c* se denomina fase de infrapeso, porque la fuerza de reacción contra el suelo es menor que el peso de la persona.

- **c-d:** La fuerza resultante es ahora positiva y el saltador se encuentra acelerando hacia arriba, pero aún continúa moviéndose hacia abajo.
- **d:** Es el punto de menor altura del contramovimiento, donde el centro de masas del saltador está momentáneamente en reposo (la velocidad es cero). Los músculos de los brazos son fuertemente activados y la fuerza de reacción contra el suelo está cerca de su máximo.
- **d-e:** Esta es la fase de despegue, en la que el saltador se mueve hacia arriba extendiendo rodilla y tobillos. La velocidad ahora es positiva. Para muchos atletas, la fuerza máxima de reacción contra el suelo ocurre en la fase de despegue, poco después del punto mínimo del contramovimiento.
- **e:** La fuerza de reacción contra el suelo ha descendido hasta ser igual al peso del individuo. La fuerza resultante en el saltador y la aceleración del centro de masas es cero. El punto *e* marca la velocidad máxima de ascenso.
- **e-f:** La fuerza de reacción contra el suelo cae por debajo del peso del individuo y, por tanto, la fuerza resultante del saltador y la aceleración del centro de masas son negativas.
- **f:** Es el punto de aterrizaje, donde inicialmente la fuerza de reacción contra el suelo es cero. Hay que tener en cuenta que el centro de masas se encuentra más alto en el aterrizaje que en el inicio del salto porque el saltador ha extendido los tobillos (ahora mismo el saltador se encuentra de puntillas).
- **f-g:** La única fuerza que se encuentra actuando es el peso del saltador. La región *f-g* marca el ascenso de la fase de vuelo, en la que el centro de masas del saltador se encuentra moviéndose hacia arriba, pero lentamente, debido al efecto de la gravedad.
- **g:** Este punto marca el máximo del salto, donde el centro de masas del saltador se encuentra momentáneamente en reposo.
- **g-h:** Se trata del descenso de la fase de vuelo; aquí el centro de masas del individuo se encuentra descendiendo (la velocidad es negativa) y la velocidad se está incrementado.
- **h:** Marca el aterrizaje del salto, cuando los pies hacen contacto con el suelo. La fuerza de reacción contra el suelo muestra un pico agudo y,

eventualmente, es igual al peso del saltador cuando éste se encuentra sin movimiento sobre la plataforma de fuerzas.

3.4 Fases e instantes del salto vertical

Las diferentes etapas del salto vertical según Linthorne ya fueron presentadas en la sección 3.3. En la presente sección se detallan los puntos clave del salto vertical, que se procederá a calcular. De forma esquemática, como se observa en la figura 3.9, el salto está compuesto por una fase de despegue y una fase de aterrizaje. Esta, a su vez, dispone de dos fases, una excéntrica y otra concéntrica. En cambio, el aterrizaje tiene una fase de antepié y otra de retropié, así como una fase final de estabilización.

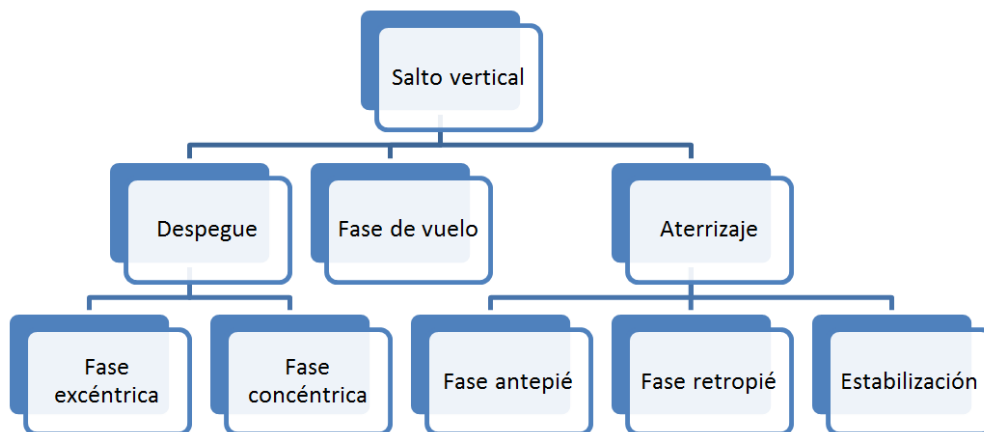


Figura 3.9: Fases del salto vertical

Teniendo en cuenta que cada sensor obtiene los datos de forma nativa y en diferentes magnitudes, será necesaria una etapa previa de ajuste para normalizar la información. Previamente se deben de encontrar instantes de tiempo que determinan cada una de las fases. Estas son:

1. **Inicio del salto:** Momento en el que el saltador comienza el salto ejerciendo algún movimiento, dependiendo del tipo de salto que vaya a ejecutar. Se detecta ya que el saltador empieza a acelerar en una determinada dirección.
2. **Cambio de fase concéntrica a excéntrica.** El saltador, después de finalizar la fase concéntrica, comienza a ejecutar la fase excéntrica del

salto. Esto hace que la velocidad que está ejerciendo el saltador marque un mínimo y, además, cambie de signo, generalmente, de signo negativo cuando se encuentra descendiendo, a signo positivo cuando se encuentra ascendiendo.

3. **Inicio del vuelo.** Esta fase comienza cuando el saltador deja de ejercer cualquier fuerza sobre el suelo (pierde contacto) y, por tanto, empieza a volar.
4. **Fin del vuelo.** Al contrario del inicio, el saltador aterriza sobre el suelo ejerciendo fuerza sobre éste. Generalmente el fin del vuelo comienza con el contacto del antepié con el suelo.
5. **Cambio de antepié a retropié.** Cuando el saltador se encuentra aterrizando sobre el suelo, inicia el aterrizaje con el antepié. Por acción de la aceleración y la gravedad, el resto del cuerpo continúa descendiendo y es el momento en el que el retropié hace contacto con el suelo, quedando el pie completamente apoyado sobre el suelo. Se detecta que existe un mínimo de fuerza ejercida entre el apoyo del antepié y el apoyo del retropié.
6. **Estabilización (fin del salto).** Por último, el salto concluye con la estabilización del saltador. En todos los casos se detecta porque el saltador se encuentra en una posición (que generalmente coincide con la inicial) en la que no existe movimiento y por lo tanto, la variación de fuerza o aceleración es nula.

En la tabla 3.1, se observan cuáles de los sensores empleados son capaces de detectar los instantes anteriormente descritos.

3.5 Funciones del salto vertical

Existen varias formas de visualizar un salto vertical en el tiempo. La más habitual es observar la variación de la altura del centro de gravedad, pero también existen otros factores que es importante analizar. En las siguientes secciones se explicará, en un salto con contramovimiento, la variación de la altura, velocidad, aceleración, fuerza y potencia respecto al tiempo. La diferencia con el empleo de un salto de talón es quitar al salto con contramovimiento la fase excéntrica.

3. LOS SALTOS VERTICALES

	1	2	3	4	5	6
Sistema óptico	x	x	x	x		x
Plataforma de fuerza	x	x	x	x	x	x
Sensor inercial	x	x	x	x	x	x
Encoder lineal	x	x	x	x		
Plataforma de contacto			x	x		

Tabla 3.1: Instantes de tiempo capturados según el sensor empleado

3.5.1 Altura frente al tiempo

Tomando como referencia el centro de masas de la persona que realiza el salto, se entiende que la variación de la altura es la ocurrida respecto al tiempo.

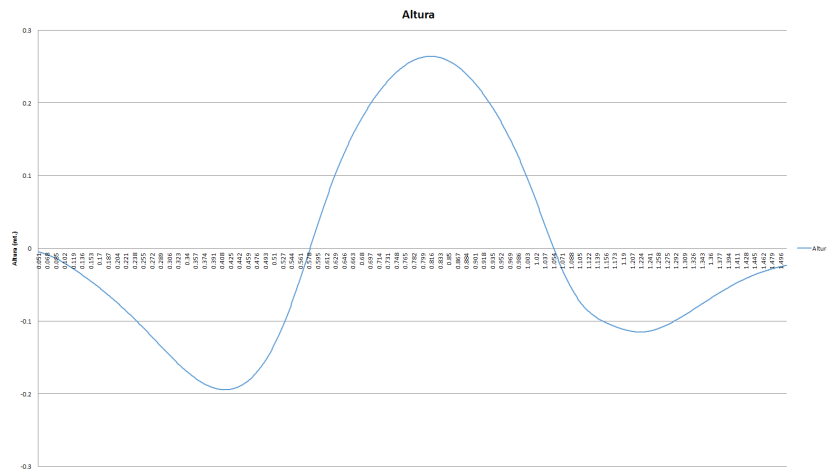


Figura 3.10: Altura respecto al tiempo en salto con contramovimiento

Como se observa en la figura 3.10, el salto comienza en la posición 0, donde no existe ningún movimiento por parte del saltador. En ese momento, la persona comienza a realizar la flexión de las rodillas hasta alcanzar los 90 grados. Durante esa fase concéntrica el centro de gravedad varía hasta situarse en el mínimo. A partir de ahí, se comienza a extender todo el tren inferior partiendo de la posición de semiflexión, hasta lograr despegar del suelo. El

instante se produce al alcanzar la altura de inicio del salto y comienza a volar. Cuando ha terminado la fase excéntrica se ha obtenido la altura máxima, y a partir de ese momento, se comienza a descender. Cuando de nuevo el centro de gravedad se sitúa en la posición inicial, el antepié y retropié ya han hecho contacto con el suelo, pero debido a la fuerza acumulada durante la caída, el cuerpo absorbe el impacto bajando de nuevo el centro de gravedad y, por tanto, flexionando las rodillas. Cuando la persona ha retenido la suficiente fuerza y ha absorbido la potencia del impacto, vuelve a la posición de partida dando por finalizado el salto.

Durante la ejecución completa del salto con contramovimiento, se pasa hasta un total de 4 ocasiones por la posición de partida. En cambio, para un salto de talón, al desaparecer la fase concéntrica, la situación de partida es diferente y, únicamente se pasaría por la altura del centro de masas de la persona en reposo 3 veces.

3.5.2 Velocidad frente al tiempo

Otra punto de vista de ver el salto vertical es observando las variaciones de velocidad que ocurren en las diferentes fases del salto. En la figura 3.11 se pueden observar mediante un gráfico.

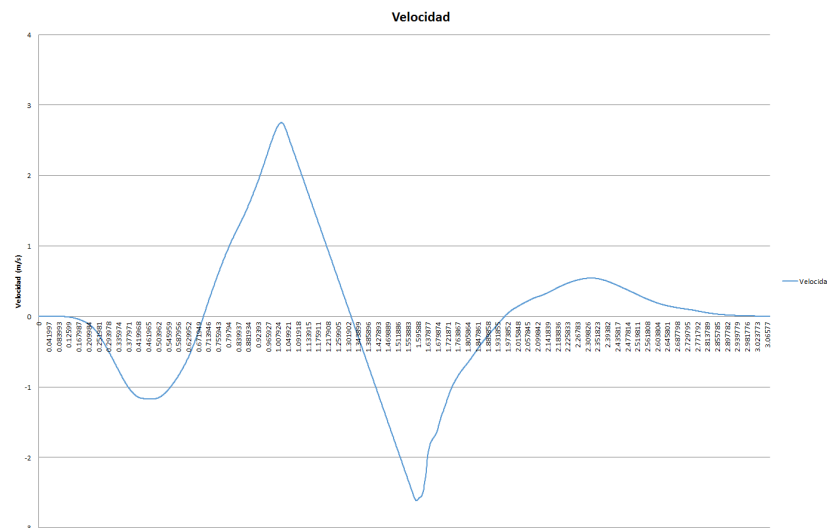


Figura 3.11: Velocidad respecto al tiempo en salto con contramovimiento

Al igual que con la altura, la variación de la velocidad se hace respecto al centro de gravedad de la persona. Se parte de una situación de reposo y con el cuerpo erguido.

3. LOS SALTOS VERTICALES

El salto comienza con la semiflexión de las rodillas hasta los 90 grados aproximadamente y con los pies en contacto con el suelo, por lo que la velocidad de descenso parte del reposo hasta llegar a un máximo y volver a parar al final de la fase excéntrica, cuando la persona ya se encuentra con las rodillas semiflexionadas. En ese instante la velocidad vuelve a ser 0. A continuación, el saltador comienza a ejercer presión sobre el suelo para lograr el impulso necesario que lo haga despegar. Ese momento va desde la velocidad 0 hasta la velocidad máxima, que no es constante, por estar ejerciendo aún presión sobre el suelo. Cuando se ha alcanzado el máximo, se comienza a no tocar el suelo y, por tanto, la velocidad es constante. En el momento en que la velocidad vuelve a ser nula, se ha alcanzado el momento de máxima altura y se comienza a descender, dando como resultado la velocidad constante y negativa. Cuando se produce el mínimo de la velocidad, el antepié y retropié comienzan a hacer contacto con el suelo, produciéndose ese decremento de la velocidad hasta volver a alcanzar el 0. Esta posición corresponde con la situación de parada del salto, con las rodillas semiflexionadas para absorber el golpe producido por el salto. La variación de velocidad desde ese instante hasta el final, es la del recorrido que el centro de gravedad realiza desde la posición de aterrizaje hasta la estabilización y posición inicial.

3.5.3 Aceleración frente al tiempo

La aceleración también muestra información relevante del salto vertical como se observa en la figura 3.12.

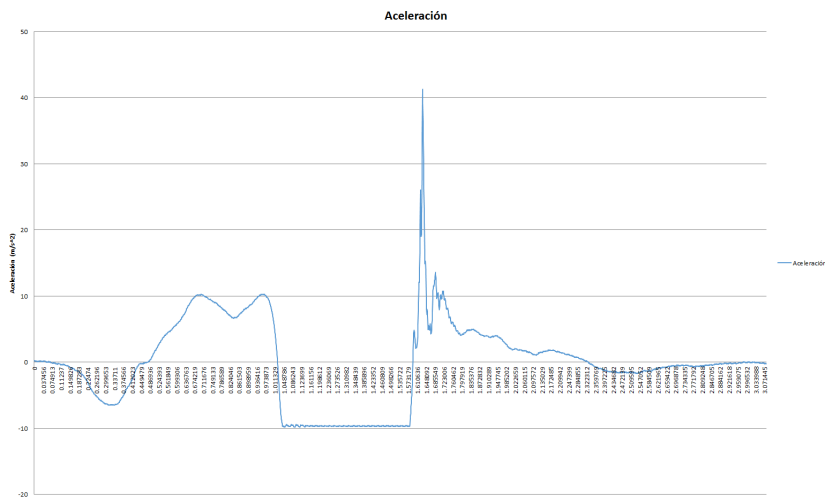


Figura 3.12: Aceleración respecto al tiempo en salto con contramovimiento

El saltador comienza con una aceleración nula al encontrarse en reposo. Al dar comienzo la fase concéntrica, el saltador flexiona las rodillas y, por tanto, se produce una aceleración negativa hasta alcanzar los 90 grados de flexión, donde se para y la aceleración vuelve a alcanzar el 0. Es ahora cuando comienza la fase excéntrica, empezando a extender las piernas, y teniendo así una aceleración positiva hasta que logra despegar. Antes de dejar de hacer contacto con el suelo, se observan dos pequeños máximos que corresponden al retropié y antepié respectivamente, cuando dejan de tocar el suelo. Cuando deja de producirse ese contacto, la aceleración se vuelve constante y negativa al encontrarse actuando únicamente la fuerza de la gravedad ($9,81 \text{ m/s}^2$), por lo que es constante durante toda la fase de vuelo. Cuando la persona aterriza, lo hace generalmente con el antepié y retropié; por ello se producen esos dos picos máximos con una aceleración muy fuerte, que comienza a descender cuando la persona se detiene, al tocar el suelo. Posteriormente y para finalizar, una vez estabilizada la persona y vuelta a su posición original, se genera una pequeña aceleración del centro de gravedad que corresponde con el movimiento a la situación origen.

3.5.4 Fuerza frente al tiempo

La fuerza es otro de los factores obtenidos en la ejecución del salto vertical. En la figura 3.13 se observa la variación que la fuerza presenta durante la ejecución de un salto con contramovimiento.

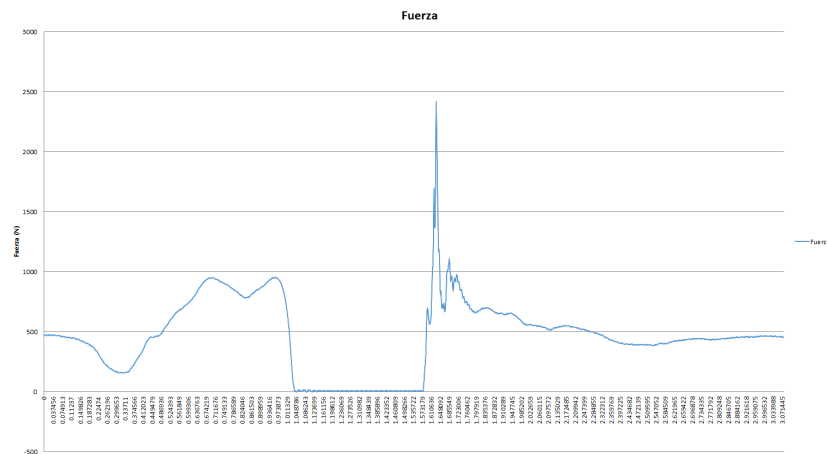


Figura 3.13: Fuerza respecto al tiempo en salto con contramovimiento.

La gráfica de la fuerza es igual a la generada por la aceleración, pero en diferente escala. Los valores de esta nueva gráfica se obtienen mediante

3. LOS SALTOS VERTICALES

la ecuación 3.14, donde la fuerza resultante está en Newtons, la aceleración está en m/s^2 , la gravedad equivale a $9,81m/s^2$ y la masa de la persona está en kilogramos.

$$F = (a + 9,81) * m \quad (3.14)$$

3.5.5 Potencia frente al tiempo

La potencia es el factor más importante en el salto, por tanto, la información mostrada es muy relevante en el análisis del salto vertical. En la figura 3.14 se puede observar la variación que sufre la potencia durante la ejecución de un salto con contramovimiento.

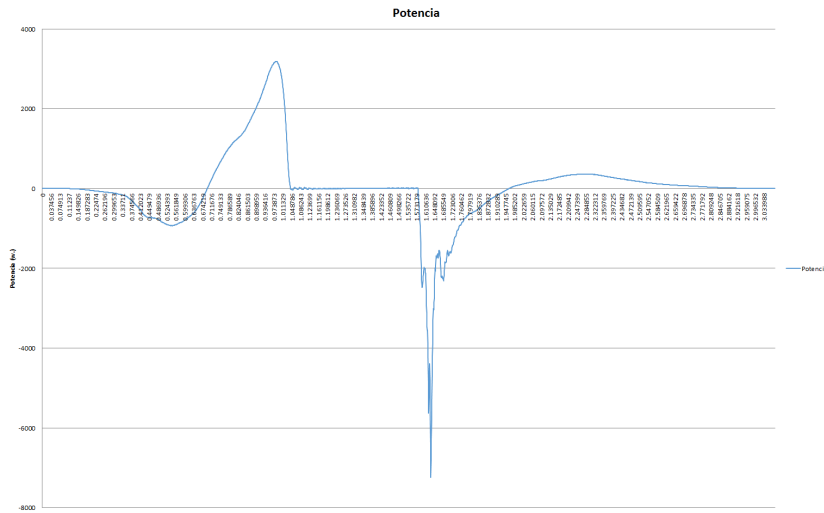


Figura 3.14: Potencia respecto al tiempo en salto con contramovimiento.

Como en el resto de gráficos anteriormente mostrados, el deportista comienza el salto en la posición de reposo, esto es, erguido y sin movimiento. Una vez que empieza a moverse para realizar el contramovimiento con la flexión de las rodillas hasta los 90 grados, genera una potencia negativa, ya que el movimiento es descendente. En el instante en que el saltador no genera potencia, éste se encuentra empezando la fase excéntrica, impulsándose desde la posición semiflexionada y generando una potencia positiva e incremental. En el momento en que deja de realizar contacto con el suelo, la potencia ejercida es nula. Ese período de tiempo es la fase de vuelo, que termina cuando el antepié y retropié hacen contacto con el suelo y generan una importante potencia negativa al ir contra el mismo. Una vez que se logra el aterrizaje, el valor de

la potencia vuelve a tender a 0. En ese momento comienza a posicionarse en la posición de partida y se da por concluido el salto.

3.6 Parámetros del salto vertical

Con la definición de los instantes de tiempo en los que hay acontecimientos importantes durante la ejecución del salto, se obtienen las medidas que seguidamente se detallan. En ellas está la información relevante que se tomará como base para calcular la efectividad de los sistemas propuestos.

En la figura 3.9 se observan cuáles son los parámetros importantes de un salto vertical. El salto referencia del que se extraerán todos los momentos es un salto con contramovimiento, al ser el más completo. Cuando se realiza un salto de talón, tan sólo es necesario descontar la fase excéntrica al salto, pero el resto de parámetros permanecerían inalterables. La fase de despegue incluye una fase excéntrica y una fase concéntrica. Posteriormente se produce el vuelo, cuyos parámetros importantes son el tiempo y la altura máxima (proporcionales entre sí). Para finalizar se encuentra el aterrizaje, que incluye una fase de antepié y retropié, así como una etapa final de estabilización.

En las siguientes secciones se detallarán cada uno de esos parámetros, así como las formas tradicionales de calcularlos.

3.6.1 Duración del salto

Va desde el instante en el que la persona comienza el movimiento para iniciar el salto hasta que la persona termina con la fase de estabilización. La duración es el tiempo que va desde un extremo hasta el otro.

La duración total del salto se calcula restando el instante final del salto (t_2) al instante inicial (t_1). Se considera inicio cuando el saltador comienza a moverse para ejecutar el salto, y final cuando el saltador ya se encuentra estabilizado.

$$t_{salto} = t_2 - t_1 \quad (3.15)$$

3.6.2 Fase de despegue

La fase de despegue comienza con el inicio del salto en el momento en que el saltador empieza a moverse, y termina en el momento en que el saltador deja de hacer contacto con el suelo. De este período de tiempo es posible calcular la potencia máxima y media ejercidas.

3.6.3 Fase concéntrica

La fase concéntrica del salto comienza en el momento en que el saltador parte de la posición de reposo hasta que se produce un cambio de signo en la velocidad. Durante este período de tiempo se puede calcular la fuerza y la aceleración ejercidas, medias y máximas.

3.6.4 Fase excéntrica

La fase excéntrica del salto comienza en el momento en que el saltador ha terminado la fase concéntrica, por lo tanto, su velocidad es positiva. Termina en el momento en que la velocidad cambia de nuevo de signo, volviéndose otra vez negativa. Al igual que ocurre en la fase concéntrica, en éste período de tiempo se puede calcular la fuerza y la aceleración ejercidas, medias y máximas.

3.6.5 Tiempo de vuelo y altura máxima

El momento más sencillo de observar es el tiempo de vuelo. Se inicia en el momento en que el pie deja de hacer contacto con el suelo y termina en el momento en que el antepié vuelve a hacer contacto con el suelo. Durante este tiempo que la persona está en el aire, se encuentra realizando una aceleración vertical, ya sea positiva o negativa, y por lo tanto está en movimiento. Es por ello que es posible calcular la altura máxima, porque la única fuerza que actúa sobre ella es la gravedad ya conocida.

Se trata de la medición que se inicia en el momento en el que el saltador pierde contacto con el suelo, hasta el momento en que el saltador vuelve a tocarlo, es decir, el tiempo que el individuo que se está analizando permanece en el aire. No existe ningún patrón de tiempos, ya que las capacidades de cada persona varían mucho, aunque sí es posible establecer una relación que indica que, a mayor peso del individuo y mayor índice de masa corporal, el tiempo de vuelo es menor.

La comunidad científica ya ha valorado en numerosos artículos la validez de este método, como es el caso del artículo presentado por García et ál. [GLPRM⁺03] y Foix et ál. [FGB12].

Entre los dispositivos de que se disponen para realizar las mediciones, existe uno con el que se obtiene este dato de manera directa. Las plataformas de contactos se emplean para ese cálculo, tal y como se describió en el apartado 4.3. También es posible su obtención desde la plataforma de fuerzas. En este

caso, corresponderá con el tiempo que transcurre desde que la plataforma reduce el valor del peso del individuo a cero, hasta que el individuo realiza el aterrizaje y, por tanto, el valor medido de la célula de carga se vuelve a elevar ampliamente.

Existen diferentes tecnologías para la obtención de la altura en el salto vertical que, dependiendo de la sensórica empleada, pueden obtener diferentes variables. Todas ellas tienen el mismo resultado final: la altura. Se han clasificado de este modo:

1. **Según la distancia** La forma más obvia de medir la altura de vuelo de un salto vertical es a partir de la medición de una distancia. Para este propósito, se distinguen cinco métodos:
 - **Sin marca:** El saltador trata de alcanzar el punto más alto con referencia a una medición (no se usa ninguna marca). Un observador determina la altura a la que se ha llegado.
 - **Contacto:** El saltador realiza un contacto en el punto más alto de la trayectoria. Método que, a su vez, se subdivide en:
 - Con tiza (Test de Sargent).
 - Desplazando un listón.
 - Desplazando una ficha magnética.
 - Contacto con la mano.
 - **Ultrasonidos:** Desde una altura inalcanzable, se envía una onda de ultrasonido verticalmente hasta la cabeza. Se medirá la distancia mínima entre el emisor y la cabeza, a partir del efecto Doppler.
 - **Cinta de no retorno (Test de Abalakov):** El saltador despliega una cinta de no retorno (Test de Abalakov). Durante el salto se despliega una cinta métrica que el saltador tiene atada a su cintura. Posteriormente se calcula la variación de su longitud.
 - **Encoder:** Similar a la cinta de no retorno, pero usando un encoder lineal.
2. **Según el tiempo.** Suponiendo que la posición de despegue de un salto sea muy similar a la de recepción, se puede determinar la altura del salto a partir del tiempo de vuelo. Se diferencian los siguientes procedimientos para determinar el tiempo de vuelo:

3. LOS SALTOS VERTICALES

- Cronometrando la ausencia de contacto en plataformas de contacto, en barreras de infrarrojos o en láser.
- Cronometrando la ausencia de fuerza contra una plataforma de fuerza.

En el capítulo 2.4 se comentaban los sistemas comerciales disponibles con los que se obtiene el tiempo de vuelo

3. **Según la aceleración.** Es posible obtener la distancia recorrida a partir de la integración doble de la aceleración. Se diferencian dos tipos de dispositivos:

- Dispositivos que usan una instrumentación propia.
- Software que se sirve de un teléfono móvil con acelerómetro.

En el capítulo 2.3 se habla de los sensores inerciales con los que se obtiene la aceleración, entre otros datos, y en el apartado 2.6 se muestran los sistemas comerciales para tal propósito.

4. **Según una grabación.** Es posible filmar un salto y determinar la altura de vuelo a partir del seguimiento automatizado (tracking) de uno o más puntos, contrastado con un sistema de referencia. Se encuentran dos tipos de software:

- Software que permite el análisis tridimensional del movimiento a partir de la transformación lineal directa (DLT).
- Software que no implementa la transformación lineal directa y que por lo tanto, trabaja en bidimensional.

No es habitual el uso de software para calcular la altura del salto, pero entre otras muchas funciones que implementan los programas de tratamiento de imagen para deporte, se trata de un parámetro más a calcular.

Otro dato importante en la cuantificación del salto vertical es la potencia. En las siguientes líneas se explicará un método sencillo para el cálculo de la potencia de todo el salto vertical.

Cálculo de la potencia

La medida de la altura del salto es directamente proporcional al tiempo de vuelo y a la velocidad de despegue. Una de las fórmulas más conocidas del cálculo de la potencia mecánica, obtenida a partir de la altura alcanzada en el

salto vertical, es la denominada fórmula de Lewis. La fórmula y el nomograma fueron desarrollados por Mathews y su estudiante Lewis, y aparece publicada por primera vez en el libro que Fox et ál. [FM74] redactaron.

$$Potencia = 4,9^{0,5} * P_c * h^{0,5} \quad (3.16)$$

Siendo P = Potencia (Kgm·seg⁻¹), P_c = peso (Kg) y h = altura (m).

La conversión al Sistema Internacional de Unidades obliga a proporcionar la potencia en watios, para lo que el peso debe ser en newtons, ya que el kilogramo es una unidad de masa, por lo que se debe multiplicar P_c por 9,81 con lo que se obtiene:

$$Potencia = 4,9^{0,5} * 9,81 * m * h^{0,5} \quad (3.17)$$

Siendo P = Potencia (W) m = masa (Kg) h = altura (m)

Al observar estas fórmulas nos aparece otro problema: en los textos consultados no se indica si el cálculo de la potencia se refiere a la potencia media o al pico de potencia. Teniendo en cuenta que, en un salto, el tiempo de subida y el tiempo de caída son iguales, se pueden utilizar las fórmulas de Newton de caída libre de cuerpos

$$h = V_0 * t + 0,5 * g * t^2 \quad (3.18)$$

Siendo V₀ = velocidad (m·s⁻¹) al inicio de la caída = 0 m·s⁻¹

t = tiempo de caída (s), h = altura de caída (m), g = aceleración de la gravedad (m·s⁻²) = 9.8 (m·s⁻²)

Como la velocidad inicial es 0

$$h = 0,5 * g * t^2 \quad (3.19)$$

De donde

$$t = \frac{h^{0,5}}{4,9^{0,5}} \quad (3.20)$$

Teniendo en cuenta que la velocidad media (Vm) es $Vm = h/t$

$$Vm = \frac{h}{h^{0,5} * 4,9^{0,5}} = \frac{4,9^{0,5} * h}{h^{0,5}} \quad (3.21)$$

Siendo $h = h^{0,5} * h^{0,5}$.

Se tiene que,

3. LOS SALTOS VERTICALES

$$Vm = 4,9^{0,5} * h^{0,5} \quad (3.22)$$

Sabiendo que la potencia media (P_m) es $P_m = F * V_m$, y siendo la fuerza $F = m * a = m * g$

Siendo m = masa del sujeto (Kg) g = aceleración de la gravedad ($m \cdot s^{-2}$), se puede afirmar que el valor de potencia obtenido se refiere a la Potencia media

$$Potencia - media = 4,9^{0,5} * 9,81 * m * h^{0,5} \quad (3.23)$$

Esta será la fórmula empleada para el cálculo de la potencia en las pruebas que se definirán en el experimento.

Métodos de medición de la altura del salto vertical

En la actualidad existen gran número de procedimientos o rutinas para medir la altura del salto vertical: sobre una plataforma de fuerza se puede calcular la velocidad de despegue del centro de gravedad y el tiempo de vuelo, pero mediante técnicas fotogramétricas también se puede medir la velocidad de despegue del centro de gravedad [Kib98], y sobre una plataforma de contacto se puede medir el tiempo de vuelo [BKT⁺83]; claro está que, también se puede medir la altura del salto vertical, considerando la diferencia entre dos marcas realizadas con la mano como representativas del recorrido del centro de gravedad durante el salto, según Baca [Bac99]. Se han publicado multitud de trabajos sobre el rendimiento en el salto vertical y los posibles factores que lo influyen, pero pocos trabajos se han ocupado del aspecto metodológico que conllevan las rutinas estándar utilizadas para medir el salto vertical [Kib98]. Por ello, y para entender qué características tienen en común todos estos procedimientos, los hemos clasificado en tres grandes categorías o metodologías:

1. Diferencia de marcas.
2. Integración numérica de los datos fuerza-tiempo de la batida.
3. Medición del tiempo de vuelo del salto vertical.

Posteriormente se compararán las similitudes y/o diferencias de la altura del salto vertical registrada por cada una de ellas.

3.6.5.1 Diferencias de marcas

Esta metodología se basa en la medición de la distancia entre dos marcas, pudiendo considerarse éstas como una parte del cuerpo, como la mano [Sar21], la cintura [DM83], la cabeza [SBD⁺90], etc. También se puede calcular el centro de gravedad como punto de marca, como se puede observar en la figura 3.15, para lo que es necesario considerar el cuerpo humano como un sistema de segmentos rígidos, y llevar a cabo una filmación en vídeo o cine durante la realización del salto [Hat98].

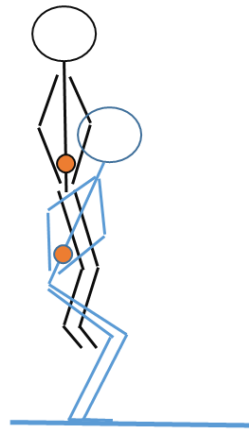


Figura 3.15: Variación del centro de gravedad en un salto vertical

Entre los posibles inconvenientes que conlleva utilizar esta metodología destacamos:

- La trayectoria del segmento corporal con el que se lleva a cabo la marca no tiene que ser necesariamente la misma que la descrita por el centro de gravedad. Así, por ejemplo, cuando Sébert et ál. [SBD⁺90] colocan un arnés en la cabeza del sujeto que salta, la posición de ésta puede variar en el momento de máxima altura del salto con respecto al momento de despegue. Lo mismo ocurriría cuando se realiza un salto según la modalidad de Sargent [Sar21], ya que la extremidad superior y el costado del sujeto ejecutante pueden encontrarse mucho más estirados y los hombros mucho más basculados, en el momento de máxima altura del salto, etc. Un estudio donde se compararon las alturas de salto registradas por diferencia de marcas y por tiempo de vuelo, durante la realización de saltos verticales desde parado y con carrera (modalidad de Sargent), demostró que existían diferencias significativas de 7.8 centímetros ($p < 0,01$)

3. LOS SALTOS VERTICALES

y 7 centímetros ($p < 0,01$) a favor de la metodología de diferencia de marcas. La explicación fue que en el salto según Sargent [Sar21], las posiciones inicial y final del salto son muy diferentes a cuando el sujeto abandona y cae en la plataforma de contacto, como se observa en la figura 3.16. Por ello, se propuso modificar la posición inicial, realizando la marca con el sujeto puesto de puntillas, desapareciendo así las diferencias entre ambas metodologías y encontrando elevadas correlaciones cuando el salto se realizaba desde parado ($p < 0,001$), y algo inferiores en el salto con carrera ($p < 0,01$).

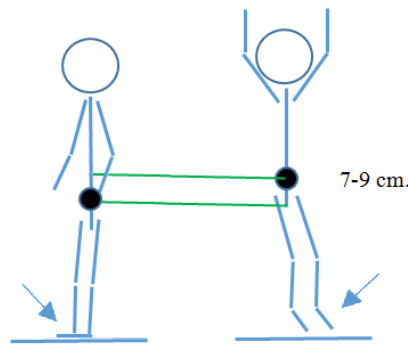


Figura 3.16: Variación del centro de distancia según el test de Sargent y el test de la plataforma de contacto

- El cálculo del centro de gravedad exige la utilización de un modelo de segmentos del cuerpo humano. En la literatura se pueden encontrar diversas opciones, todas ellas perfectamente válidas, como pueden ser los 9 segmentos empleados por Yeadon [Yea90], o los 14 segmentos de MacDonald et ál. [MD91], o 16 segmentos según Dempster [Dem55] o Plagenhoef [Pla66], etc. A su vez, el modelo escogido debe ajustarse al modelo de los parámetros de inercia calculados para cada uno de los segmentos, como comentaron Zatsiorsky et ál. [ZS85], y que años más tarde deLeva [DL96] ajustó para ganar así mayor resolución; y ambos autores determinaron los puntos anatómicos que deben marcarse. Elegir uno u otro modelo de los parámetros de inercia resulta intrascendente para el cálculo de la altura del salto vertical, ya que se subestime o sobreestime ésta, se hará de una manera constante en los momentos de despeque, máxima altura y aterrizaje. Sin embargo, el modelo de segmentos del cuerpo sí puede afectar a los resultados, ya que considerar el tronco co-

mo un segmento rígido o como tres segmentos articulados, o el segmento tronco-cabeza en lugar de los segmentos tronco y cabeza, puede alterar el calculo del centro de gravedad, y a su vez estos segmentos pueden estar dispuestos de manera diferente en las posiciones de despegue y aterrizaje [Kib98]. Finalmente, los problemas ligados a los puntos anatómicos marcados son comunes a los descritos en la utilización de la fotogrametría, y afectan a que la reproducibilidad del método sea menor: los puntos marcados sobre articulaciones no son fieles representantes de los centros articulares; a veces la digitalización no se realiza sobre marcadores colocados en el propio sujeto que salta; si se lleva a cabo un análisis bidimensional no deben quedar puntos ocultos, etc.

3.6.5.2 Integración numérica de los datos fuerza-tiempo de la batida

Utilizando plataformas de fuerza se pueden registrar las fuerzas de reacción con el suelo durante la batida del salto vertical, con una precisión muy alta (hasta 60.000 Hz.). Aplicando las fórmulas adecuadas podremos obtener la velocidad y el impulso a lo largo de toda la batida, calculando la altura del salto (DH) a partir de la velocidad de despegue y el efecto de la deceleración de la gravedad sobre ella. Debido a las mejoras tecnológicas en las plataformas de nueva generación (calibración de la plataforma, conversión de los datos y frecuencia de muestreo), y a las dificultades para calcular la altura del salto por diferencia de marcas del centro de gravedad, numerosos autores utilizan la integración numérica fuerza-tiempo como método de referencia para medir la altura del salto vertical [DV93], [Kib98], [Hat98], [Bac99].

Esta metodología se fundamenta en que, conociendo la masa del sujeto y los valores de fuerza durante la batida del salto, se puede calcular la aceleración que sufre el centro de gravedad del saltador (igualdad entre impulso y cantidad de movimiento); y a partir de ésta y del tiempo, la velocidad del centro de gravedad en cada instante de la batida (dependiendo de la frecuencia de medición de la plataforma). En la figura 3.13 se representan las fuerzas verticales (F_z) y la velocidad vertical del centro de gravedad (V_z) durante la batida de un salto vertical en contramovimiento.

Restando el peso del sujeto (mg) a la fuerza vertical registrada en la plataforma (F_z), y dividiendo el resultado entre la masa (m), obtendremos la aceleración que, multiplicada por el intervalo de tiempo entre t_2 y t_1 (dt), obtendrá la velocidad vertical del centro de gravedad (V_z). La ecuación es la siguiente:

$$V_z = \int_{t_1}^{t_2} (F_z(t) - mg) \cdot dt / m \quad (3.24)$$

Como todas las metodologías, ésta también tiene inconvenientes que son los que se destacan a continuación:

1. **Determinación exacta del peso corporal (mg) y la masa (m) del sujeto antes del test**

Kibele [Kib98] propone utilizar el peso y la masa corporal específicos durante la realización de un salto con contramovimiento, para lo que se debe restar el valor de fuerza durante la fase aérea (entre el despegue y el aterrizaje) al valor medio de fuerza anterior al inicio del salto. Según este autor, el procedimiento descrito elimina los posibles cambios de fuerza en los sensores extensiométricos, aunque reconoce que es mucho más difícil aplicarlo cuando se realiza un salto de talón, porque los valores de fuerza anteriores al inicio del salto son más variables (exigencia de una flexión de rodillas a 90°). La variación del peso y de la masa en la realización de varios saltos verticales en una misma sesión no es superior a un 1 %, por lo que prácticamente no afecta al cálculo de V_z y de la altura del salto.

2. **Calibración de la señal de fuerza y su conversión en dígitos**

La calibración de la señal de fuerza de una plataforma de fuerza se lleva a cabo mediante cargas lineales y estáticas, mientras que las fuerzas producidas durante el salto vertical son dinámicas y no lineales. Baca [Bac99] calibró sus plataformas de fuerza Kistler (1.000 Hz.) previamente a la realización de un DJ; para ello utilizó cargas lineales mayores de 1.000 N., afirmando que este procedimiento no conllevaría un error mayor del 0,2 %. Para Kibele [Kib98], si se utilizan el peso y la masa específicos del sujeto, el error en la medición de fuerzas sería constante para todas las medidas de fuerza (peso del sujeto y fuerza durante la batida), por lo que no afectaría al cálculo de V_z y del desplazamiento del centro de gravedad. Respecto a los convertidores analógico-digitales utilizados, ambos autores consideran que un convertidor analógico-digital con una resolución de 12 ó 16 bits aporta suficiente resolución para considerar que los errores debidos a este componente son despreciables [Kib98], [Bac99].

3. Frecuencia de muestreo de la plataforma de fuerza

Si la frecuencia de muestreo de los datos de fuerza es demasiado lenta, se producen errores en la integración numérica de la curva fuerza-tiempo [Bac99], siendo mayor el error que puede introducirse al calcular V_z y el desplazamiento del centro de gravedad ($\gg 2\%$). Esto ocurriría a lo largo de toda la batida, pero se identifican dos fases críticas que son: el inicio del salto (error $\gg 0.1\%$) y el despegue (error $\gg 2\%$). Los estudios consultados utilizan frecuencias de muestreo muy diferentes: Downling et ál. [DV93] emplean 100 Hz., Kibele ([Kib98] y Baja [Bac99] fijan la frecuencia en 1.000 Hz.; en cambio, Hatze [Hat98] realiza sus capturas a 2.000 Hz.; pero el principal problema es determinar cuándo se inicia el salto y cuándo acontece la fase de vuelo. Según Kibele [Kib98], se puede llegar a cometer un error de 5 a 10 milisegundos en determinar el inicio del salto sin que afecte considerablemente a los cálculos de integración, pero errores mayores de 2 a 3 ms en determinar el despegue del salto afectarían en gran medida a las variables V_z y desplazamiento del centro de gravedad. Para no cometer este error se debería fijar un umbral de fuerza por debajo del peso (al inicio del salto) y otro umbral de fuerza por encima del valor 0 (en el despegue). Sólo este autor comenta que el umbral utilizado en su estudio fue de 5 N. en ambas fases, y que en la fase de despegue encontró un ritmo en el cambio de los valores de fuerza de 10 a 15 N./ms., por lo que el error al determinar el momento del despegue fue insignificante. Según [Hat98], su error fue menor del 0.41 %, en tanto que pudo determinar el despegue con una precisión de ± 1 ms.; y según [Bac99], su error fue menor del 2 %, determinando este instante con una precisión de ± 2 ms..

4. Análisis de la V_z en un salto con caída

Para calcular la V_z durante la batida en un salto con caída es necesario conocer la velocidad del centro de gravedad antes de que el sujeto contacte con la plataforma (V_o); esta velocidad será sumada a la V_z , que se calcula según la ecuación anteriormente expuesta. Si se conoce la altura de caída del salto drop jump (HDJ), V_o se puede calcular de dos formas: cuando sólo se dispone de una plataforma, a partir de HDJ ($HDJ = \frac{V_o^2}{2g}$), o si se dispone de dos plataformas, adaptando el soporte de la caída a una de ellas y calculando $V_z d$ del soporte, que será sumada a V_o calculada según la ecuación anterior. Algunos autores como Lees et ál. [LF94] han utilizado la primera metodología, aunque no debiera ser considerada como método de referencia, ya que el centro de gravedad

no desciende en caída libre desde esa altura, pudiendo impulsarse ligeramente los sujetos hacia arriba o dejarse caer sin liberar todo su peso del soporte de caída [Bac99].

A pesar de los inconvenientes comentados, el método de integración numérica de los datos fuerza-tiempo de la batida puede considerarse como método de referencia, ya que en la medición de la altura del salto vertical el error será menor del 2 %.

3.6.5.3 Medición del tiempo de vuelo del salto vertical

El tiempo de vuelo de un salto vertical puede ser registrado mediante plataformas de contacto, plataformas de fuerza, fotogrametría o sistemas optoelectrónicos paralelos a la superficie donde se realiza el salto [BKT⁺83], [DV93], [Gon96], [VLM⁺10]. El cálculo de la altura del salto vertical (DH) es mucho menos complejo que el presentado en las dos metodologías anteriores, por lo que ha sido muy utilizado en la investigación científica en general [KB78], [BKT⁺83], [MTA⁺95], [MTGL⁺00], y en la investigación sobre la valoración de los factores de rendimiento, y los efectos del entrenamiento deportivo en particular [Sch92], [VGMM99]. A partir del tiempo de vuelo se puede estimar la altura del salto aplicando la siguiente ecuación:

$$\Delta H = \frac{g * T_v^2}{8} \quad (3.25)$$

Las principales críticas a la metodología de medición del tiempo de vuelo para estimar la altura del salto vertical, hacen referencia a que las posiciones de despegue y aterrizaje durante el salto no son iguales, lo que ha sido demostrado a partir de la medición de los ángulos de rodillas, tobillos y caderas en dichos momentos, encontrando ángulos significativamente mayores para tobillos y caderas en el despegue que en el aterrizaje (el sujeto abandona la plataforma más estirado y con una mayor altura del centro de gravedad que cuando vuelve a caer en la misma). De un total de 91 saltos verticales, se escogieron aquellos en los que las posiciones de aterrizaje y despegue eran iguales, para su posterior análisis; así, sólo pudieron analizar un total de 19 saltos [Kib98], [FSW91].

El tiempo de vuelo en una plataforma de fuerza se registra a partir del instante en el que el sujeto abandona la plataforma (t_1) y cuando vuelve a caer en la misma (t_2), como se observa en la figura 3.17, de manera que $T_v = t_2 - t_1$. Para determinar t_1 y t_2 es necesario considerar un valor de fuerza vertical (F_z) igual a 0; pero este valor casi nunca se registra, debido a las

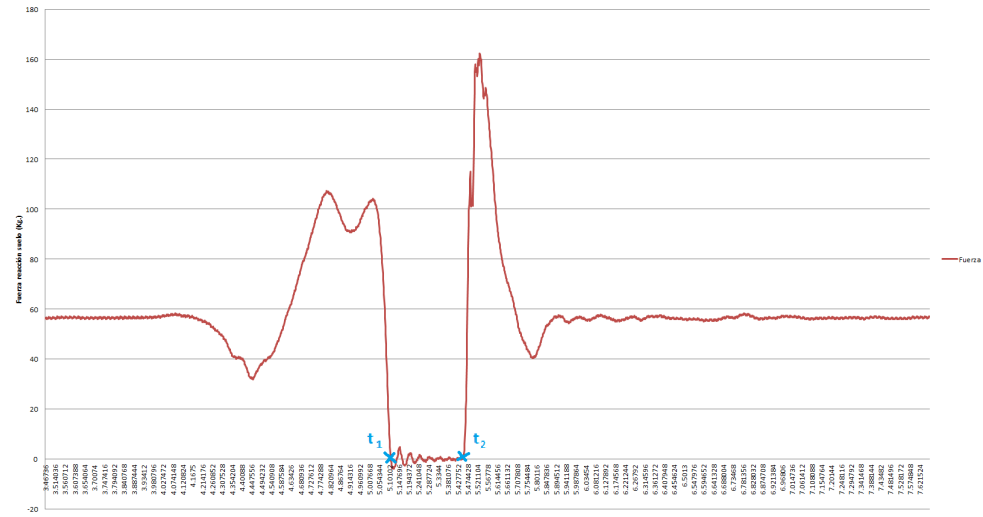


Figura 3.17: Instantes t_1 y t_2 según la plataforma de fuerza

vibraciones generadas durante el propio salto; por ello, se debe utilizar un umbral de fuerza como el que se ha descrito en párrafos anteriores [Kib98].

Utilizando fotogrametría, el tiempo de vuelo se registra considerando t_1 en el instante en el que ninguno de los dos pies se encuentra en contacto con el suelo durante el despegue, y t_2 en el instante anterior a la recepción del salto, cuando todavía ninguno de los pies ha contactado con el suelo [Gon96]. La precisión en el registro del tiempo de vuelo dependerá de la frecuencia de filmación del sistema, en tanto que no resulta difícil determinar cuándo los pies abandonan o vuelven al suelo, puesto que las velocidades de despegue y aterrizaje son elevadas (2,8 m./s. para un salto de 0,4 m.).

También se pueden utilizar sistemas optoelectrónicos paralelos al suelo para medir el tiempo de vuelo. Así Viitasalo et ál. [VLM⁺10], diseñaron el Photocell Contact Mat, que consiste en una banda de emisores y receptores fotosensibles de luz láser conectados a un ordenador, que registran el tiempo de apoyo y de vuelo durante la carrera. Este sistema puede ser aplicado para medir el tiempo de vuelo y de contacto de un salto vertical; además, es el único validado y publicado en revistas científicas especializadas. Los inconvenientes que presenta son dos: sobreestima el tiempo de contacto y subestima el tiempo de vuelo, en mayor medida cuando el haz se coloca más separado del suelo; y además, es difícil ajustar correctamente el haz láser desde una distancia lejana. Se tiene constancia de la existencia de un sistema con un fundamento similar al Photocell Contact Mat, el Ergo Jump Bosco/System de infrarrojos, cuya única diferencia con el anterior es la utilización de luz infrarroja y no láser.

3. LOS SALTOS VERTICALES

Teóricamente, los inconvenientes que presentaría para medir el tiempo de vuelo de un salto vertical serían los mismos que se han descrito con anterioridad, aunque no se ha podido confirmar por la ausencia de estudios que validen el Ergo Jump Bosco/System de infrarrojos.

Para evaluar la capacidad de salto, bien mediante un salto o mediante una sucesión continua o intermitente de los mismos, se ha propuesto la utilización de diferentes plataformas de contacto. Se ha destacado que el tiempo de vuelo es la metodología más sencilla para estimar la altura del salto vertical cuando se compara con la diferencia de marcas (posición del centro de gravedad) y con la integración numérica; pero debe destacarse también que de los sistemas utilizados para medir el tiempo de vuelo, las plataformas de contacto sean quizás las que ofrecen los valores de tiempo de vuelo de manera más rápida, así como las más fáciles de instalar. Por tanto, han sido las más utilizadas para valorar el salto vertical en el ámbito del entrenamiento deportivo, diseñándose, como se expone a continuación, multitud de modelos de plataformas.

La plataforma de contacto Ergo Jump Bosco/System [BKT⁺83], quizás la más conocida, usada y comercializada, está compuesta por un microprocesador Psion Organiser II, un interface plataforma-microprocesador y una plataforma mecánica donde se realizan los saltos. Se supone que la precisión de este sistema es de 1.000 Hz., aunque no existen estudios científicos que la validen; por eso, algunos autores han encontrado problemas en la sensibilidad de la plataforma mecánica (necesidad de una gran presión para accionarla y excesiva separación de los sensores que conforman el circuito), y en la conservación y reparación de la misma [Gon96]. Esta plataforma no permite registrar los saltos uno a uno durante el protocolo de saltos repetidos (RJ), obteniéndose información tan sólo del tiempo total de vuelo y de contacto, de la totalidad de la secuencia de saltos, así como del número de saltos [BKT⁺83]; además, presenta problemas ligados a la recogida y almacenamiento de datos, ya que los contadores externos disponen de su propio microprocesador, no compatible con entornos de usuario.

En esta misma línea se tiene constancia de la existencia de, al menos, dos equipos de similares características: una alfombra Tapewitch Signal Mat, Model CVP 1723, conectada a un reloj contador Lafayette Instrument Co Model 54035, a través de un adaptador-inversor Lafayette Instrument Co 663514-AS, con una precisión de 1.000 Hz. [MTA⁺95]; y un equipo Digitime 1000, que consta de 3 pares de células fotoeléctricas, una placa resistiva para los saltos, un medidor de tiempo de reacción y un cronómetro digital, también con precisión de 1.000 Hz. Aunque son sistemas menos utilizados, tampoco se han validado.

3.6.6 Fase de aterrizaje

Esta fase da comienzo cuando el saltador comienza a hacer contacto con el suelo, y termina su estabilización una vez concluido el ejercicio. Como ocurre en la fase de despegue, es posible calcular en un período de tiempo la potencia máxima y media ejercidas durante el aterrizaje.

3.6.7 Antepié

Esta fase se inicia en el momento en que el antepié comienza a hacer contacto con el suelo, y finaliza en el instante en que el retropié ejerce el resto de la fuerza contra éste. Durante esta fase es posible calcular la fuerza y aceleración realizadas medias y máximas.

3.6.8 Retropié

En el momento en que el retropié toca el suelo comienza esta fase, que termina cuando el saltador ha finalizado el ejercicio quedándose en una posición estable. Al igual que ocurre en la fase del retropié, en esta fase es posible calcular la fuerza y aceleración realizadas medias y máximas.

La tabla 3.2 hace referencia a la capacidad de los sensores a la hora de obtener los datos. En ella se pueden observar los sensores empleados, y qué información pueden proporcionar.

	1	2	3	4	5	6	7	8
Sistema óptico	x	x	x			x	x	x
Plataforma de fuerza	x	x	x	x	x	x	x	x
Sensor inercial	x	x	x	x	x	x	x	x
Encoder lineal	x	x	x			x	x	x
Plataforma de contacto								x

Tabla 3.2: Puntos obtenidos según el sensor empleado

Sistemas de captura propuestos

PARA la captura de información biomecánica de un individuo se ha diseñado, desarrollado e implantado un sistema de captura de movimiento basado en sensores inerciales de bajo coste. Con él, se busca capturar con precisión los movimientos de la persona para obtener variables morfológicas del mismo y llegar a unas determinadas conclusiones. Tal y como se ha visto en el capítulo anterior (véase la sección 2.3), la elección de un componente afecta sobre el resto del sistema.

A lo largo de este capítulo se describirán los sistemas propuestos para su posterior estudio. Este cuarto capítulo se estructura como sigue: en la sección 4.1 se explican los principales elementos que componen el sistema inercial desarrollado, la sección 4.2 describe la plataforma de fuerzas empleada, la sección 4.3 muestra información relativa a la plataforma de contactos, la sección 4.4 habla del encoder rotativo lineal que se ha empleado, y por último, en la sección 4.5 se dan a conocer los dos componentes del sistema óptico empleado, como es la cámara de alta velocidad y el software de tratamiento de imágenes.

4.1 Sistema inercial propuesto

Una vez realizada la captura de requisitos que el sistema debe cumplir, se comienza con el diseño del mismo, buscando los componentes que lo van a formar. En este caso, se trata de componentes electrónicos existentes en el mercado, cada uno de ellos con unas características muy concretas. El conjunto final del sistema de captura estará compuesto por los siguientes elementos: (i) sensor inercial con al menos 9 grados de libertad, (ii) microcontrolador, (iii) memoria externa y (iv) sistema de comunicaciones inalámbricas. A este sistema básico se le pueden unir más sensores para obtener otras medidas no contempladas. Se ha optado por la aceleración, el giroscopio y el magnetómetro como las medidas básicas, ya que Roetenberg [RLS09] et ál. las emplearon en el que fue el primer sistema inercial de captura valorado como *Gold-estándar*.



Figura 4.1: Sensor inercial desarrollado

En las siguientes líneas se detallarán los componentes del sistema, así como el motivo de la elección de los mismos:

4.1.1 Sensor inercial

El sensor inercial es la pieza clave de todo el sistema. Será el encargado de la medición de todos y cada uno de los parámetros, por lo que la calidad del mismo debe ser muy alta. En los últimos años se ha registrado una reducción muy considerable en los precios de estos dispositivos MEMS, debido a su inclusión en la mayoría de los teléfonos y tabletas actuales.

El primer punto a analizar antes de comenzar con la búsqueda del sensor óptimo, es conocer la necesidad de los elementos a medir. En este caso, tal y

como se ha indicado anteriormente, se decantará por la aceleración, el giroscopio y el magnetómetro. Todas las medidas deben de ser tomadas en los tres ejes, por lo que hacen un total de 9 grados de libertad.

La aceleración es la variación de la velocidad respecto al tiempo. En la tierra, un cuerpo en reposo tiene una aceleración de $g = 9,81 \text{ m/s}^2 = 1g$ (hacia arriba) debido a su peso. Los sensores inerciales miden la aceleración en unidades de aceleración basadas en la gravedad g . Por tanto, para la obtención de la medida en el sistema métrico se deben convertir las medidas.

	Acelerómetro	Giroscopio	Magnetómetro
Mínimo	2 g/seg.	250 °/seg.	1.200 μT /seg.
Máximo	16 g/seg.	2.000 °/seg.	4.800 μT /seg.
Valores	2g, 4g, 8g, 16g	250°, 500°, 1.000°, 2.000°	1.200 μT , 2,400 μT , 4.800 μT

Tabla 4.1: Valores admitidos por el sensor inercial

La aceleración máxima será otro de los factores a tener en cuenta. La mayor parte de los sensores que hay en el mercado disponen de rangos de medición que van desde los $\pm 2g$ ($\pm 19,62 \text{ m/s}^2$) hasta los $\pm 16g$ ($\pm 156,96 \text{ m/s}^2$). En caso de necesitar sensores con mayor sensibilidad, es necesario buscar soluciones menos comerciales, ya que con este rango de aceleraciones se puede cubrir la práctica totalidad de las modalidades deportivas.

En la mayor parte de los dispositivos la sensibilidad es seleccionable mediante software, por lo que dependiendo de su uso, se podría modificar en el siguiente orden de magnitudes: $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ y $\pm 16g$.

Al igual que con el acelerómetro, habrá que tener en cuenta la velocidad angular máxima. La variedad en cuanto a velocidades máximas a medir es amplia, lo que permite ajustarlo a las necesidades del deportista. Estas velocidades van desde el rango de los $\pm 250^\circ/\text{seg.}$ hasta los $\pm 2.000^\circ/\text{seg.}$ La selección se realiza mediante software, pudiendo elegir entre los $\pm 250^\circ/\text{seg.}$, $\pm 500^\circ/\text{seg.}$, $\pm 1.000^\circ/\text{seg.}$ y $\pm 2.000^\circ/\text{seg.}$

El último parámetro a medir es la orientación magnética del sensor, para lo que se emplea el magnetómetro que, previamente calibrado, nos indica la cantidad de Teslas según la orientación. Se trata de un dispositivo extremadamente sensible y cuya calibración siempre es necesaria, ya que el magnetismo cambia con la temperatura y la altitud. El rango de medida mínimo es de $1.200\mu T$, cantidad muy elevada, teniendo en cuenta que el magnetismo terrestre ronda desde los $25\mu T$ hasta los $65\mu T$. Los hay que elevan su sensibilidad

hasta los $4.800\mu\text{T}$, pero hay que tener en cuenta que a mayor rango de medición menor precisión en las medidas.

4.1.2 Memoria externa

La información que es generada por el sensor inercial deberá de ser almacenada en una memoria externa, ya que la capacidad de almacenamiento de que disponen los microcontroladores es reducida.

El primer paso a la hora de seleccionar la memoria que deseamos utilizar es conocer la capacidad mínima de almacenamiento. El precio de las memorias ha descendido mucho en los últimos años, lo que hace posible tener alta capacidad de almacenamiento a un precio asequible. En este caso, el cálculo de almacenamiento es sencillo ya que los datos a guardar son pocos. Se trata de la aceleración, la velocidad angular y la orientación magnética, que respectivamente, ocupan un decimal con signo, un entero con signo y un entero con signo. Esto hace un total de 6 *bytes* de información. La frecuencia de muestreo que se considera mínima para obtener datos de calidad deberá ser como mínimo de 1.000 hercios, y el tiempo máximo de almacenamiento de 10 minutos. Por lo tanto, esto hace un total de $6 * 1.000 * 600 = 3.600.000$ bytes $\simeq 3,6$ Mb.

4.1.3 Sistema de comunicaciones inalámbricas

Para la comodidad de la persona que llevará el dispositivo, éste deberá disponer de algún módulo que lo comunique con otro dispositivo que realice la recogida de manera inalámbrica. Existen multitud de tecnologías disponibles para este fin, de las cuales la más extendida es *Bluetooth* [Haa00].

Esta tecnología fue desarrollada en el año 2000, pero debido a los grandes problemas que tenía, no fue hasta dos años más tarde cuando empezó a funcionar correctamente. La última revisión data del año 2010, con la salida de la especificación *Bluetooth 4.0* [Blu], que hace especial hincapié en la reducción del consumo de energía. El aspecto más destacado en nuestro caso es la alta tasa de transferencia, que llega hasta los 24 Mbits/sec. en esta versión.

Evaluados los principales fabricantes del mercado de integrados en comunicaciones, se ha optado por el modelo *nRF8001* del fabricante *Nordic*. Su consumo en pico ronda los 12,5 mA., dispone de un oscilador interno que simplifica el montaje, y tiene un voltaje de funcionamiento desde los 1,9 V. hasta los 3,6 V.

4.1.4 Microcontrolador

Es el elemento principal que se debe coordinar con el sensor inercial y con el sistema de comunicación inalámbrica. Los fabricantes más importantes de microcontroladores a nivel mundial son *Microchip* y *Atmel*, los cuales disponen de un catálogo muy amplio de modelos. Dado que la comunidad científica ha realizado muchas investigaciones empleando los desarrollados por *Atmel*, y la documentación disponible es muy extensa, se opta por la utilización de los mismos.

El microcontrolador se debe comunicar con el sensor inercial mediante alguno de los buses de que dispone, ya sea *SPI*, *I2C* o *UART*. Este deberá de leer los registros correspondientes a las tres variables en las que se capturará la información. Además, y al mismo tiempo, establecerá comunicación con el módulo de *Bluetooth* para el envío de los datos a un equipo para realizar su tratamiento.

La tensión nominal de funcionamiento deberá ser LVTTTL de 3,3 voltios. Además, deberá disponer de alguno de los buses anteriormente citados, y la frecuencia interna de procesamiento deberá de ser elevada. Con todas estas premisas a tener en cuenta, se estima oportuno seleccionar el modelo *ATMEGA32u4*.

4.2 Plataforma de fuerza

La plataforma de fuerza mide la reacción que un individuo ejerce contra el suelo en un determinado instante de tiempo. A la hora de su diseño es muy importante la elección correcta de la célula de carga, ya que ésta limitará la capacidad de medida. El amplificador operacional y el conversor de señal analógico a digital también son dos elementos muy importantes, ya que ellos determinarán la precisión de la lectura.

Es un sistema que tiene un coste elevado y que, después de analizarlo, se ha realizado ingeniería inversa para la fabricación de un prototipo. Este modelo está compuesto por los siguientes elementos:

- **Plataforma:** Es la plancha metálica exterior que contabiliza la presión ejercida. En este caso, se emplea chapa de hierro blanco de 10 mm., tanto en la parte superior como inferior. En ambas chapas se realiza un fresado del interior para rebajar el peso del conjunto, y se realizan los taladros donde irá fijada la célula de carga. Además, en la parte inferior se colocan unos pies niveladores para que, en el momento de realizar



Figura 4.2: Plataforma de fuerza desarrollada

las mediciones, la plataforma se encuentre perfectamente horizontal. La superficie máxima de medición se obtiene de la célula de carga empleada.

- **Célula de carga:** Se trata del elemento que realiza la medición de la presión ejercida sobre la plataforma. Existen multitud de formas en cuanto a las células, que soportan diferentes presiones máximas y contabilizan la presión en diferentes direcciones, ya sea tracción-compresión, corte y flexión. Cada una de ellas está especialmente diseñada para una aplicación. Una vez seleccionado el tipo de esfuerzo que va a soportar, en nuestro caso compresión, se debe elegir la capacidad máxima de lectura. En este caso, el peso máximo de los participantes será de 100 kg. Esto hace que, teniendo en cuenta que el peso al caminar es 3 veces superior, y añadiendo un coeficiente de seguridad de 1, hace que la célula de carga tenga al menos capacidad de medición para 400 kg. Es importante ajustar este parámetro, ya que al dimensionar mal el peso a soportar, por ejemplo en exceso, éste nos haría que la resolución fuera menor. A mayor capacidad de lectura, menor resolución.

Las células de carga miden el peso, extrapolando la flexión que reciben y obteniendo una resistencia muy baja. A mayor peso, mayor flexión y por tanto, menor resistencia y mayor voltaje. Ese voltaje es muy bajo, del orden de los 3 mV./V., haciendo que con una alimentación de 10 V. el voltaje máximo que se obtendrá de la célula de carga será 30 mV. para los 400 kg., lo que equivale a 75 μ V. por kilogramo de peso. El problema

viene dado por los voltajes extremadamente bajos que se obtienen al realizar la medición, por lo que un conversor analógico-digital no sería suficiente para capturarlos.

- **Amplificador operacional:** Los voltajes tan bajos hacen necesaria su amplificación para que un conversor analógico-digital pueda procesarlos, ya que la precisión quedaría muy reducida al medir tan solo 30 mV., de los 5V habituales de un conversor. La amplificación de voltajes tan bajos, de 30 mV. hasta 5 V., hacen que el coeficiente de multiplicación sea elevado, en este caso, entorno a 166 unidades. El amplificador no es capaz de detectar qué es ruido de lo que no lo es. Esto hace que el ruido generado en el proceso de amplificación sea elevado. De ahí la importancia de seleccionar un buen amplificador operacional de instrumentación, que reduzca en la medida de lo posible el ruido amplificado.
- **Conversor analógico-digital:** En este punto se encuentra la decisión de seleccionar la precisión de la medida. Una resolución de 100 gr. es suficiente para poder realizar mediciones precisas. Tendiendo en cuenta que ya se dispone de la señal amplificada, ésta rondará los 5V. La resolución más habitual va desde los 10, 12, 14 y 16 bits de resolución, que equivalen a 1.024, 2.048, 4.096 y 8.192 divisiones de 0 a 5 voltios, lo que sería lo mismo que decir 4,88 mV., 2,44 mV., 1,22 mV. y 610 mV.

4.3 Plataforma de contacto

Se trata de un dispositivo que mide el tiempo que un individuo se encuentra pisando el área de contacto, así como el tiempo que se encuentra en el aire, también conocido como tiempo de vuelo.

Existen multitud de formas de fabricar una plataforma de contacto, pero todas tienen elementos comunes muy habituales. Es relativamente sencilla la fabricación propia de este dispositivo, ya que de forma muy resumida, se trata de un interruptor muy grande. De Blas Foix [DBF12] ya explicó en su tesis doctoral la fabricación de un sistema similar, que posteriormente Padullés [Riu13] utilizó y validó como herramienta de medición de los parámetros anteriormente expuestos. Los componentes principales que componían esa plataforma de contacto se detallan seguidamente:

Varillas conductoras: Serán las encargadas de hacer el contacto entre sí e indicar al microncontrolador éste hecho. Para esto el material más habitual es el cobre, debido a su alta conductividad. En algunas ocasiones se emplea

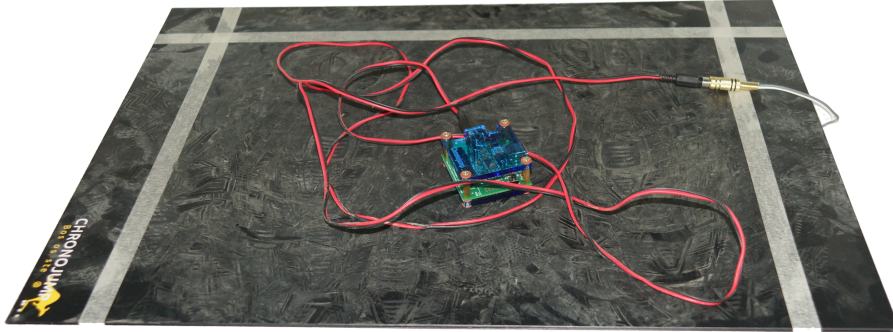


Figura 4.3: Plataforma de contacto *Chronojump*

fleje de acero, ya que es conductor (en menor medida), aunque su resistencia es mayor.

Superficie de contacto: El individuo que se encuentre empleando la plataforma deberá de estar encima de esa superficie. Se emplea de manera habitual la fibra de vidrio por tratarse de un material ligero, robusto y flexible, pero recubierta de otro material, ya que el no saberlo manipular correctamente, es peligroso.

Microcontrolador: Su función corresponderá con la gestión de los contactos que realizan las varillas. Deberá de medir con precisión el tiempo en que se encuentran las varillas en contacto y cuándo no, enviando esta información al equipo que se encuentre registrando los datos.

Software de gestión: No menos importante es el software de gestión del sistema. Este se debe encargar de realizar todos los cálculos numéricos de alto nivel, para procesar los datos recibidos desde el microcontrolador y mostrarlos al usuario de la aplicación.

Para una superficie de contacto de 1 x 1 metros, se emplearán aproximadamente 40 varillas, separadas entre sí 5 centímetros. Será necesario ampliar la superficie a 1,1 x 1,1 metros, para colocar por todo el perímetro el cableado necesario de interconexión.

Con la información que se obtiene de ese sistema (tiempo de contacto y tiempo de vuelo) es posible calcular la altura de un salto. Algunos de los test más habituales que se realizan empleando una plataforma de contacto son los siguientes:

- Test de salto vertical
- Test de saltos repetitivos

- Test de salto con caída

Como se puede observar, se trata de un sistema sencillo del que se puede obtener una información muy valiosa.

4.4 Encoder rotativo lineal

Otro elemento que nos permite obtener medidas es el encoder lineal. Su uso es muy extenso, ya que es posible su aplicación en numerosas modalidades deportivas, lo que permite la captura de numerosas variables según su uso.



Figura 4.4: Encoder lineal con mosquetón de sujeción

Está compuesto por dos elementos principales: disco o línea de medición, y el lector de posición. Seguidamente serán detallados:

Disco de medición: En el interior del encoder, y conectado al eje que gira en él, se encuentra un disco que gira a la misma velocidad que la cuerda. Este está codificado de una determinada manera para que, mediante el lector, sea posible su medición.

Lector de posición: Es un sensor que es capaz de leer la posición en la que se encuentra el disco. Los modelos más sencillos detectan el blanco y el negro en diferentes posiciones, y de esta forma pueden leer el valor binario de la posición del disco de medición. A mayor resolución, mayores divisiones del disco de medición y por tanto, mayor precisión de lectura.

En otras palabras, el encoder lineal es básicamente un dinamómetro que, dentro del contexto deportivo, se utiliza para hacer una medición directa y continua del espacio recorrido y el tiempo de movimiento de una carga conocida (barra, peso, etc. . .). Permite por tanto, y mediante cálculos, obtener variables como la potencia y el trabajo mecánico, la fuerza, o la velocidad,

todas interesantes para el entrenamiento [BS02] y la evaluación de la fuerza [GBSM10].

El encoder dispone de un cable que se engancha a la carga externa, haciendo que ésta tire de él verticalmente (o de otro ángulo conocido movido a través de poleas), detectando e informando de la posición de esa carga con resoluciones cercanas a los 0,2 milímetros de precisión, de 0,2 μ s. y frecuencia de muestreo de 1.000 Hz.

El error que un encoder lineal tiene es realmente bajo, lo que lo convierte en una herramienta de muy alta precisión y de alto valor para cualquier deportista o entrenador. En una trayectoria de movimiento completamente vertical, el error es prácticamente del 0 %. Si añadiendo pesos libres se desvía 5 grados, el error sería del 0,38 %, y si se desvía 10 grados, el error sería del 1.5 %. Cifras muy bajas para lo que supone el coste del equipo.

Las aplicaciones que este dispositivo ofrece son muy diversas, y dependiendo de la modalidad deportiva a la que nos refiramos, es aún mayor. Por ejemplo:

- Press de banca
- Saltos
- Ergómetro

Ciñéndonos al caso de uso de esta tesis doctoral, los resultados que se pueden obtener del empleo del encoder lineal son:

- Desplazamiento realizado
- Tiempo empleado en fase excéntrica
- Tiempo empleado en fase concéntrica

Es por ello que, dado el auge que el empleo del sensor lineal está teniendo para la cuantificación de variables de un atleta, se empleará en la realización de las pruebas.

4.5 Sistema óptico

El último sistema a validar dentro del alcance de esta tesis doctoral es el sistema óptico. Dentro de todas las posibles variedades que existen de sistemas

de captura ópticos, el modelo seleccionado de bajo coste es la cámara de alta velocidad, junto con un software gratuito de análisis del movimiento.

En las siguientes líneas, se detallará el modelo seleccionado, así como las principales características que lo componen.

- **Cámara de alta velocidad:**

Una cámara de alta velocidad es un dispositivo empleado para la grabación de vídeos en cámara lenta. Un vídeo normal es grabado en 25 frames por segundo, en cambio, las cámaras de alta velocidad pueden grabar a más de 250.000 fotogramas por segundo, utilizando un prisma de rotación o un espejo en vez de un obturador. Usando esta técnica se puede lograr que un segundo de grabación dure más de 10 minutos (super cámara lenta). Las cámaras más veloces son en general usadas con fines científicos, industriales y en pruebas militares. La más rápida cámara de alta velocidad tiene la capacidad de tomar fotos a una velocidad de 200 millones de fotogramas por segundo.

Un problema de las cámaras de alta velocidad es que necesitan un revelado del vídeo, lo que hace que sea necesaria una muy buena luz para filmar a 40.000 fotogramas por segundo. Con el desarrollo de la electrónica en los últimos años, las cámaras de alta velocidad actuales están basadas en un dispositivo denominado *charge-couples device* (dispositivo acoplado por carga, CCD), un sistema de imagen que puede superar los 25 millones de frames por segundo. Todo el desarrollo en las cámaras de alta velocidad se centra ahora en las cámaras de vídeo digitales. Los últimos avances producidos en la forma de convertir los dispositivos de imagen son capaces de proveer resoluciones temporales menores que 50 picosegundos, equivalente a más de 20.000 millones de imágenes por segundo. Estos instrumentos operan convirtiendo la luz incidente (consistida por fotones) en una corriente de electrones, que son desviados a un photoanode (ánodo de foto) en fotones, los cuales pueden ser grabados en otro vídeo o CCD.

En nuestro caso de uso, no se espera llegar a esas velocidades de captura. Se estima que con una captura a 300 fotogramas por segundo se pueden obtener unos resultados muy buenos con los que comparar todos los sistemas.

En el mercado existen multitud de modelos de cámaras que capturan a alta velocidad; la mayor parte de ellas tiene unos precios muy elevados. El fabricante *Casio* sacó al mercado cámaras digitales de la serie *Exilim*

que tenían una característica que las diferenciaba del resto, ya que tenían la capacidad de capturar hasta 300 fotogramas por segundo con una resolución estándar.

- **Software de procesamiento de imagen:**

En este caso el software es un elemento clave en la toma de medidas, ya que todo el procesado de imágenes se verá reflejado en el software, que nos permitirá obtener un gran número de medidas.

El software que se va a emplear en la validación se denomina *Kinovea*. Es un software que sirve para analizar vídeos deportivos. Se comenzó a desarrollar en el año 2007, por lo que ya lleva varios años de recorrido, en los cuales se han ido realizando mejoras. Está pensado para ser usado por entrenadores, atletas y médicos dedicados al deporte. El objetivo de este software es proporcionar las herramientas necesarias para que se puedan analizar a fondo los movimientos y técnicas aplicados en cada disciplina deportiva, con el fin de corregirlos y mejorarlos.

Un saque en tenis, patear un tiro libre, mejorar en el bateo o algo tan sencillo como la forma en la que subimos una escalera; muchos de nuestros movimientos pasan completamente desapercibidos por el hecho de que son naturales para nosotros, sin embargo puede que estemos haciendo algo mal, o que necesitemos tener cuidado en algunos puntos de la realización de los mismos. Cualquier software orientado a esta actividad transmite una sensación de complejidad y alto costo, pero lo cierto es que el mundo del código abierto ha presentado una solución muy atractiva tanto para aficionados como para profesionales, a través de Kinovea.

Uno de los aspectos más atractivos para los usuarios es el fino control de reproducción. No sólo se podrá alterar de forma dinámica la velocidad a la que se reproduce el vídeo, sino que también es posible capturar determinados cuadros que pueden resultar imperceptibles para nuestros ojos debido a lo rápido que pasan. Otra forma de variar la velocidad de un vídeo es aumentando la cantidad de cuadros por segundo. Combinando los dos métodos, se puede obtener un resultado muy suave y preciso de reproducción que no está disponible en otras aplicaciones. Otra herramienta destacada es la capacidad de realizar anotaciones con círculos y flechas para mayor comprensión del usuario. Se pueden emplear rejillas con el objetivo de mejorar la perspectiva del vídeo, ampliar una región específica, rastrear la trayectoria de un objeto determinado, y tomar el tiempo, gracias a la inclusión de cronómetros adicionales.

El software *Kinovea* no posee las funciones disponibles de un software de edición, pero sus herramientas para analizar vídeos son muy precisas y útiles para cualquiera que desee estudiar más de cerca un vídeo. En resumen, es válido para nuestro caso de uso y una herramienta muy potente dentro de sus posibilidades.

- **Marcadores pasivos:** Ya se conocen, ya que se ha comentado en el apartado 2.2, los diferentes sistemas de marcadores pasivos existentes en el mercado. Como el objetivo de esta tesis doctoral es validar sistemas de bajo coste, se propone el empleo de estos marcadores pasivos. Existen multitud de modelos en el mercado, pero dado el caso de uso en el que se desea aplicar, la elección más simple y efectiva es el uso de esferas de poliestireno reticulado.

Este tipo de marcador es muy económico y permite ser modificado para obtener mayor contraste sobre el deportista. Habitualmente se encuentra en color blanco, pero se trata de un material fácilmente pintable o que puede ser recubierto de un material reflectante. Existen multitud de tamaños dependiendo del objeto a tracear; así, tendríamos que con esferas de color blanco de 10 milímetros de diámetro sería suficiente.



Figura 4.5: Marcadores pasivos empleados

Para este caso de uso se han empleado los marcadores que se observan en la figura 4.5. Están impresos por impresora láser en papel, con unas dimensiones de 30 x 30 y 45 x 45 milímetros. Tras unas pruebas preliminares se observó que el software utilizado no tenía problemas para el seguimiento de los mismos, por lo que fueron los empleados.

El empleo de sistemas ópticos permite obtener multitud de variables de un deportista o de un paciente. Las pruebas más destacadas que se pueden realizar dependen mucho de la modalidad deportiva que se quiere analizar.

4. SISTEMAS DE CAPTURA PROPUESTOS

En el caso de los saltos, los tests más importantes que se pueden valorar empleando este sistema son:

- Test de Bosco
- Test de Sargent
- Test de Abalakov
- Test de Dal Monte

Descripción del experimento

LA adquisición de datos necesarios para evaluar los sistemas de captura de movimiento y análisis biomecánicos debe seguir un proceso muy riguroso. La exactitud en la captura de los datos hará necesario determinar exactamente el procedimiento a realizar en cada una de las pruebas, tal y como se ha explicado en los capítulos anteriores, y en especial en el capítulo 3, donde se explican los saltos verticales a ejecutar.

Para toda experimentación científica será necesario tener una población suficiente y un número de saltos elevado para poder comparar los resultados ofrecidos por todos los sistemas.

Este quinto capítulo se encuentra organizado de la siguiente manera. En la sección 5.1 se comenta el diseño metodológico llevado a cabo con los participantes para la obtención de las muestras. En la sección 5.2 se describe el protocolo de pruebas empleado. Por último, en la sección 5.3, se ha explicado la prueba llevada a cabo, con las condiciones de ejecución.

5.1 Diseño experimental

En esta tesis doctoral se ha realizado un estudio metodológico. En él se ha buscado poner a punto una metodología de extracción automática de parámetros del salto vertical. Para esto, se han comparado entre sí todos los sistemas

descritos en el capítulo 4. Dado que las variables obtenidas por los sensores son diferentes entre sí, es necesario procesar la información, con el objetivo de tener los datos en las mismas unidades de magnitud para poder realizar las comparaciones oportunas.

En el estudio ha participado un grupo heterogéneo de personas, en cuanto a actividad física se refiere. Un total de 12 personas han participado en la adquisición de los datos. Esta se ha repartido a su vez en dos subgrupos diferentes: mujeres y hombres, con diferente nivel de actividad física (sedentario y aficionado).

5.2 Protocolo de pruebas

En este apartado se describen los protocolos de: normas éticas y criterios de inclusión, cineantropometría, así como los tests de salto.

5.2.1 Normas éticas y criterios de inclusión

Todos los sujetos, tras ser informados por el doctorando de las pruebas y tests que tendrían que realizar, firmaron una carta de consentimiento. Han participado de forma voluntaria y podían abandonar el estudio en cualquier momento, simplemente comunicándolo al investigador. Ningún sujeto ha cobrado por participar, y el único beneficio, además de su aportación a la realización del trabajo, ha sido el conocimiento de sus resultados en los diferentes tests. Se han seguido los protocolos indicados en la Declaración de Helsinki [dH64] sobre las investigaciones médicas en seres humanos, y las recomendaciones sobre la protección de datos de carácter personal (Ley Orgánica 15/99), para que no se pueda desprender de la lectura de este trabajo la identificación de las personas que han sido sujetos de estudio. Todos los participantes fueron informados del tratamiento que iban a sufrir sus datos y de que podían negarse a que éstos formaran parte del estudio. En la última sección de esta tesis doctoral, dentro de los apéndices, se incluye la hoja de información entregada a los participantes, así como el consentimiento informado que ha tenido que rellenar cada uno de ellos.

Los sujetos contestaron a unas preguntas, que han servido para clasificar los subgrupos y descartar a todos aquellos que presentaran algún tipo de lesión o problema físico que les impidiese realizar pruebas máximas. Además, cada subgrupo tenía que cumplir unos criterios determinados:

- **Sedentarios:** los sujetos debían de ser personas no lesionadas, no realizar ningún tipo de actividad física y no haber realizado ningún programa de entrenamiento en los últimos 3 meses.
- **Aficionado:** los sujetos debían ser personas que practican regularmente deporte, al menos 2 veces por semana en los últimos 6 meses y carecer de cualquier lesión.

5.2.2 Cineantropometría

Para caracterizar a los subgrupos de sujetos se han realizado medidas cineantropométricas. Se usaron los protocolos recomendados por el Grupo Español de Cineantropometría publicados en el manual de Esparza [E⁺93]. Se ha pesado y tallado a los sujetos. El material empleado para realizar la antropometría ha sido una báscula plataforma de fuerzas de construcción propia, certificada y calibrada por ENAC, y un tallímetro SECA.

El grupo de aspirantes solamente ha sido pesado mediante la plataforma de fuerzas, ya que las características de la prueba hacen que no sean necesarias más mediciones que la inicial.

5.3 Test de salto

Se han realizado 4 tipos de saltos diferentes con el fin de evaluar los equipos empleados. De cada uno de los saltos, se han mandado realizar 5 repeticiones válidas y aceptadas por el participante, en el orden detallado a continuación.

- Salto de talón sin brazos
- Salto de talón con brazos
- Salto con contramovimiento sin brazos
- Salto con contramovimiento con brazos

Las condiciones que se han tenido en cuenta para la realización de las pruebas de salto han sido las siguientes:

- **Vestimenta:** Todos los participantes llevarán ropa deportiva cómoda, que consiste en un pantalón corto, una camiseta y zapatos deportivos con un mínimo de amortiguación, no siendo válidas las zapatillas empleadas en baloncesto por tener excesiva amortiguación.

- **Local:** Las pruebas han sido realizadas en un gimnasio privado, siendo el suelo de cemento, recubierto con una celosía antideslizante, iluminación con luminarias de alta frecuencia para evitar que interfiera en la captura de las imágenes en alta velocidad, y una temperatura ambiental de 22 grados Celsius.
- **Calentamiento:** Antes de realizar los tests todos los sujetos han realizado un calentamiento, consistente en unos estiramientos del tren inferior.
- **Material:** Se ha usado una plataforma de fuerzas dinamométrica portable de fabricación propia, conectada a un ordenador portátil en el que se recogen registros de fuerza, con una frecuencia de muestreo de 600 hercios. Por otro lado, se dispone de una plataforma de contactos del fabricante *Chronojump*. También del mismo fabricante se obtiene un encoder lineal rotativo, con una resolución de 1 mm. y 1.000 hercios de frecuencia de captura. Así mismo, se graba todo el salto a baja velocidad (300 fotogramas por segundo) con una cámara *Casio Exilim*, para procesar después las imágenes con el software *Kinovea*. Por último, se dispone de un sensor inercial de 9 grados de libertad, con capacidad de muestrear a 620 Hz. Todos son dispositivos de bajo coste, cuyo precio varía desde los 100 a los 500 euros. Para una correcta medición los sensores han sido emplazados en un cinturón, para que el punto de medición sea para todos el mismo.
- **Posicionamiento de sensores:** Para la correcta medición de los parámetros, los sensores han de ir colocados de la siguiente manera:
 - Plataforma de fuerza
 - Plataforma de contacto
 - Encoder lineal
 - Sensor inercial
 - Marcador
- **Procedimientos:** Todos los sujetos han realizado, en un día aparte, una sesión previa de familiarización mediante feed-back en tiempo real, proyectando las gráficas de fuerza-tiempo en frente de ellos mientras saltaban. Se realizaban, en función del estudio, 1 o los 2 tests de salto: salto de talón sin brazos, salto de talón con brazos, salto con contramovimiento sin brazos y salto con contramovimiento con brazos. Cada

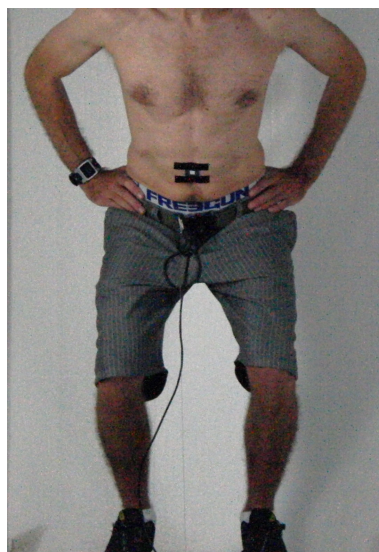


Figura 5.1: Posicionamiento de los sensores en un saltador

sujeto realizaba un mínimo de 3 a 5 repeticiones válidas y máximas en cada test, y se analizaron las gráficas de fuerzas y el mayor tiempo de vuelo. Tras cada repetición se preguntaba al sujeto si consideraba que el salto había sido máximo o podría haber conseguido una altura mayor, con el fin de añadir o no una nueva repetición, hasta un máximo de 5 saltos válidos por participante y tipo. El tiempo de descanso entre repeticiones fue siempre como mínimo de 1 minuto, y entre tipos de salto de 1,5 minutos. Se consideraban intentos válidos todos aquellos que fueran máximos y metodológicamente correctos, es decir, que no hubiera desequilibrio en la caída, que la posición de despegue y de caída fuera similar (extensión), que no se realizaran movimientos extraños durante el vuelo y, en los que se ejecutaban sin la ayuda de los brazos, que no se soltaran las manos de la cadera durante todo el salto (batida, vuelo y amortiguación).

- **Variables:** Se han analizado las siguientes variables: duración del salto, tiempo de vuelo, altura del salto, fuerza y aceleración media y máxima de la fase concéntrica, aceleración media y máxima de la fase de antepié, aceleración media y máxima de la fase de retropié, aceleración media y máxima de la fase excéntrica, aceleración media y máxima de la fase concéntrica, potencia media y máxima del despegue, y potencia media y máxima del aterrizaje.

Validación de sistemas de captura del movimiento

EL salto vertical está considerado como un indicador de la fuerza explosiva del tren inferior. Se utiliza habitualmente para medir la capacidad deportiva y para evaluar la efectividad de los programas de entrenamiento para atletas. Pero como ya se ha comentado en capítulos anteriores, también es utilizado en el ámbito de la salud. Algunos de los ejemplos de uso más habituales han sido la medición de la función muscular en las personas mayores [SKK⁺14], la monitorización de la mejora de las lesiones en rehabilitación [CMJJ12], etc.

Este sexto y anteúltimo capítulo se estructura como sigue. En la sección 6.1, se muestra la información proporcionada por cada uno de los sensores y el tratamiento de los datos para que estos sean válidos. En la sección 6.2, se muestra el procedimiento de extracción de parámetros del salto vertical para cada uno de los sistemas. Por último, en la sección 6.3 se procede a validar el sistema inercial propuesto junto con el resto de sensores empleados, observando así las diferencias entre ellos.

6.1 Datos proporcionados por los sistemas

Para realizar la validación del sistema inercial frente al resto de sistemas, es necesario obtener los datos de todos los sistemas frente a lo que se desea validar.

El proceso comienza con la extracción de los datos de los 5 sistemas empleados. Cada sistema es independiente entre sí, lo que hace que los datos no estén preparados para su posterior procesamiento. En esta sección se analizará cada sistema y se detallará el proceso seguido para extraer la información para su posterior uso.

6.1.1 IMU - Obtención de la aceleración vertical

Los sensores inerciales empleados en el desarrollo del prototipo utilizado en esta tesis doctoral tienen una componente de ruido reducida. Aún así, como se desean realizar lecturas precisas, esa componente debe ser atenuada lo máximo posible para que los datos obtenidos sean de calidad. En la siguiente sección se analizará el ruido que genera el giroscopio, el acelerómetro y el magnetómetro en situación de reposo. Seguidamente, se comentará el proceso seguido para obtener la aceleración vertical respecto al suelo empleando el giroscopio y acelerómetro, siendo necesario el empleo de los cuaterniones para su cálculo.

6.1.1.1 Ruido en los sensores inerciales

El principal problema de los sensores inerciales es su ruido. A mayor precisión o frecuencia de muestreo del sensor, mayor es la componente de ruido registrada. Esto hace necesario tomar una decisión entre el correcto balance de la precisión y la frecuencia de muestreo. Para el caso de la captura de movimiento, es necesario una frecuencia alta, ya que las posibles desviaciones pueden ser corregidas por los límites físicos propios del cuerpo humano.

En la figura 6.1, se observa la captura realizada con el acelerómetro situado en el sensor inercial. La posición durante toda la captura es en situación de reposo, sin ningún tipo de movimiento, con el sensor situado perpendicularmente sobre el suelo. La aceleración mostrada en el eje Z es cercana a $1g$, con una variación de $\pm 0,035g$. El ruido en este caso es constante y muy variable en el tiempo, no marcando ninguna tendencia relevante. En los otros dos ejes, también se aprecia ruido con la misma tendencia mostrada y una variación incluso menor, $\pm 0,028g$.

En el caso del giroscopio, la situación que se da es similar. Al recoger los datos con una alta frecuencia de muestreo, las variaciones que tiene en situación de reposo son elevadas, llegando a unos máximos de $\pm 4^\circ$ en el eje Y . En la figura 6.2 se observan estas variaciones, que además son muy seguidas respecto al tiempo. En el resto de ejes, el ruido capturado es menor, pero sigue siendo importante, rondando $\pm 2,2^\circ$ para el eje Z , y $\pm 1,3^\circ$ para el eje X .

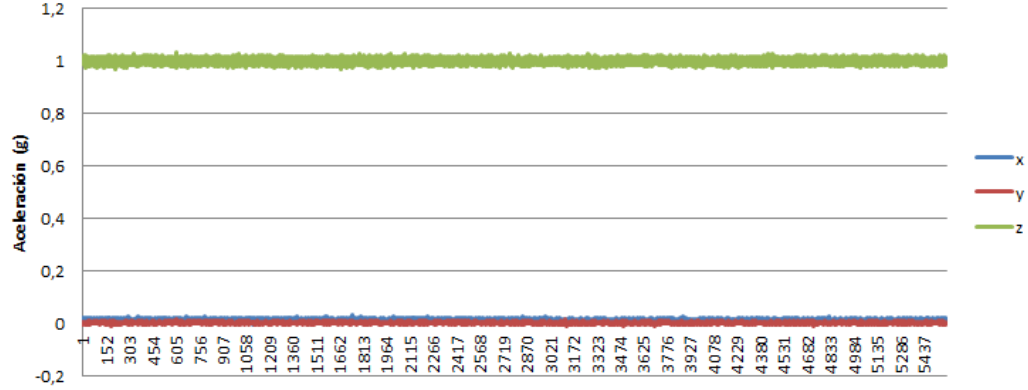


Figura 6.1: Señal obtenida por el acelerómetro en reposo

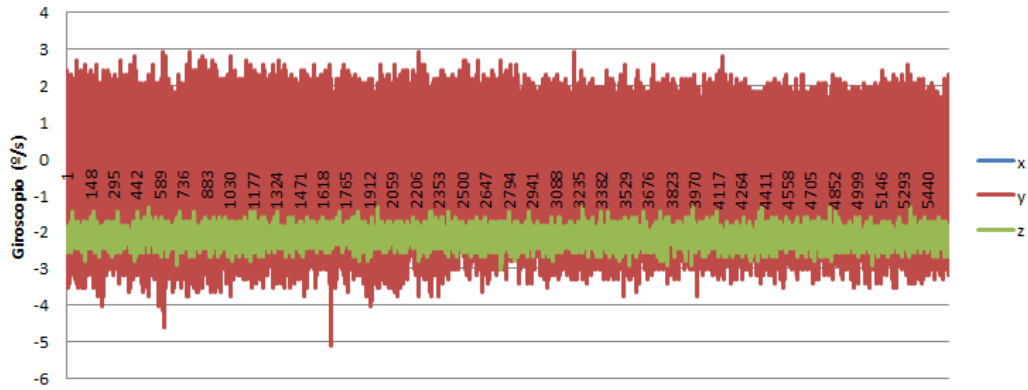


Figura 6.2: Señal obtenida por el giroscopio en reposo

El caso del magnetómetro es muy diferente respecto al resto de sensores. Las variaciones son mínimas, siendo muy estable desde el inicio hasta el final de la muestra. Esto se puede observar en el gráfico 6.3, donde el campo magnético recibido permanece invariable. Hay que decir que la respuesta frente a cambios bruscos en la orientación magnética no es buena, ya que necesita algunos segundos para volver a obtener la orientación de manera precisa.

Los pequeños picos que se muestran en el eje X son insignificantes ya que representan un total de 4 muestras de las 5580 capturadas (0,9 ‰). La oscilación de los tres ejes no supera en ningún caso $\pm 0,05uT$, medida despreciable en todos los casos.



Figura 6.3: Señal obtenida por el magnetómetro en reposo

6.1.1.2 Cálculo de la altura mediante sensor inercial

El sensor inercial obtiene los siguientes datos de partida: aceleración en tres ejes, velocidad de giro en tres ejes e intensidad magnética en los tres ejes. Mediante ninguno de ellos se puede obtener directamente la aceleración que se produce verticalmente sin tener en cuenta la posición del sensor. Este hecho es muy importante, ya que cuando el participante, que tendrá situado el sensor cercano al centro de masas, ejecute el movimiento concéntrico o excéntrico, el sensor variará de posición no situándose vertical al suelo. Este hecho hace que sea necesario obtener la aceleración vertical respecto al suelo sin tener en cuenta la posición del sistema inercial. Si se trabajara sin la aceleración vertical, se estaría perdiendo mucha información y por tanto el sistema no sería válido para este propósito.

En los siguientes apartados se desarrollará el proceso teórico seguido para obtener, a partir de la información proporcionada por el sensor, la aceleración vertical desarrollada independientemente de la orientación. Las subsecciones que lo componen son las siguientes: (i) cálculo de cuaterniones mediante el filtro extendido de *Kalman*, (ii) obtención de la gravedad en los tres ejes, y por último, (iii) cálculo de la aceleración vertical.

Cálculo de cuaternios

Una vez analizada la señal original que proporciona el sensor inercial, se necesita saber cuál es la orientación del sensor. Para ello, Madgwick [Mad10] desarrolló un algoritmo que filtraba la señal de entrada y que, con los datos del acelerómetro y giroscopio, hacía el seguimiento de la rotación y traslación de un elemento. De esta manera el IMU es capaz de medir una posición relativa a la dirección gravedad, mientras que el MARG, al añadir la información proporcionada por el magnetómetro, puede obtener la orientación relativa al

campo magnético terrestre y la gravedad.

Un giroscopio mide la velocidad angular, que inicialmente es conocida y que, integrándola en el tiempo, se obtiene la orientación del sensor [Ign90]. Los errores de cálculo que ocurren en el proceso de integrar la orientación hacen que no sea lo suficientemente preciso. Por tanto, únicamente el giroscopio no es válido para obtener una orientación absoluta. El acelerómetro y el magnetómetro miden los campos gravitacionales y magnéticos de la tierra, respectivamente, por lo que en combinación con el giroscopio obtienen una referencia precisa de la orientación. El ruido que tienen los sensores, como se ha podido observar en la sección 6.1.1.1, no es excesivo pero sí lo suficiente como para que los parámetros obtenidos no sean válidos.

La comunidad científica ha empleado muchos esfuerzos en intentar reducir en la medida de lo posible este problema que aún continúa vigente. El filtro utilizado por excelencia es el que realizó Kalman [Kal60] en la década de los años 60. Empresas como *X-Sens*, ya comentadas en la sección 2.6, los emplean en sus sistemas comerciales de captura. Esta solución ha sido contrastada como precisa y efectiva, pero también tiene algunos inconvenientes. Las iteraciones del proceso de Kalman demandan una alta frecuencia de muestreo, muchas veces limitadas por los sensores, entre los 512 Hz. y 30 kHz. En multitud de ocasiones al manejar vectores tridimensionales muy grandes, es necesario utilizar el filtro de Kalman extendido (EKF) para linearizar el problema.

Por los motivos anteriormente expuestos, existen dos aproximaciones ampliamente aceptadas por la comunidad científica, como es el caso de Batchman et ál. [BDU⁺99], que con su filtro consigue una óptima fusión de las medidas de las velocidades angulares. En cambio, su punto negativo es una carga computacional elevada, ya que el proceso de realizar la regresión de mínimos cuadrados consume muchos recursos. Mahony et ál. [MHP08] desarrollaron un filtro complementario que es eficaz y efectivo, pero solo con implementaciones para acelerómetro y giroscopio.

Para orientar un objeto sobre un sistema de referencia ortogonal respecto a otro sistema de referencia ortogonal se emplean los ángulos de Euler. En este caso se dispone del centro de masas de la persona en una posición, y se quiere orientar respecto al suelo, para posteriormente calcular la trayectoria vertical del salto.

Las dos aproximaciones se basan en la utilización de los denominados cuaternios o cuaterniones. Según Kuipers [Kui99] los cuaterniones son números complejos de cuatro dimensiones que pueden ser utilizados para representar la orientación de un cuerpo.

Un cuaternión es una forma alternativa de representar rotaciones a través

de cualquier eje. Matemáticamente, son una extensión del conjunto de números complejos inventados por Hamilton en 1843. Presentan varias ventajas comparado con las rotaciones por matrices. Concatenar cuaterniones exige menos operaciones, requieren menos espacio para almacenarlos que una matriz, son mas fáciles de interpolar que las matrices, etc. Si vemos un cuaternión como en un vector de $\mathbb{R}^4 = \mathbb{H}$ se puede escribir:

$$q = q_0 + q_1i + q_2j + q_3k \quad (6.1)$$

En donde q_0, q_1, q_2, q_3 son números reales y $(1, i, j, k)$ es la base canónica de $\mathbb{H}$, determinados por cada cuaternión. Por extensión de los números complejos de $\mathbb{C}$, se entiende que $i^2 = j^2 = k^2 = -1$.

Un cuaternión puede igualmente ser interpretado como la combinación de un escalar q_0 y de un vector espacial $\vec{q}$:

$$q = [q_0, \vec{q}^T]^T \quad (6.2)$$

Si $q_0 = 0$, q es un número imaginario puro, se le llama vector cuaternión. Cuando $\vec{q} = 0$, q es un número real, se le denomina cuaternión escalar.

Un cuaternión es un numero hipercomplejo, para el que las reglas de la suma y la multiplicación son una extensión de las dadas en $\mathbb{C}$, y que a continuación se da la expresión tanto de la adición como del producto.

Sea el conjunto $\mathbb{H}$ de los cuaterniones. Definimos una adición y una multiplicación en $\mathbb{H}$ de tal forma que para cualquier $q, r \in \mathbb{H}$:

$$q + r = (q_0 + q_1i + q_2j + q_3k) + (r_0 + r_1i + r_2j + r_3k) \quad (6.3)$$

$$\begin{aligned} qr = & (q_0r_0 - q_1r_1 - q_2r_2 - q_3r_3) + \\ & i(q_0r_1 + q_1r_0 + q_2r_3 - q_3r_2) + \\ & j(q_0r_2 + q_2r_0 + q_3r_1 - q_1r_3) + \\ & k(q_0r_3 + q_3r_0 + q_1r_2 - q_2r_1) \end{aligned} \quad (6.4)$$

Hay que hacer la observación de que el producto de los cuaterniones, contrariamente a su adición, no es conmutativo.

El conjugado de un cuaternión q expresado como $\vec{q}$ está dado por:

$$\bar{q} = [q_0, -\vec{q}^T]^T \quad (6.5)$$

Para el caso que nos interesa, la estimación de la orientación en 3-D, hubo de utilizarse el cuaternión unitario 6.4.

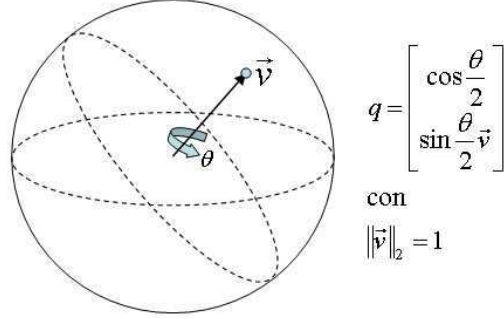


Figura 6.4: Representación cuaternión

Los cuaterniones unitarios forman un grupo donde se aprecia a priori que su conjunto subyacente es la esfera unitaria de $\mathbb{H}$. Un cuaternión unitario q es tal que:

$$\|q\| = \sqrt{q_0^2 + q_1^2 + q_2^2 + q_3^2} = 1 \quad (6.6)$$

O lo que es lo mismo, $q = (\cos \frac{\theta}{2}, \cos \frac{\theta}{2} \vec{v})$ con $\vec{v} = [x, y, z]^T \in \mathbb{R}^3$, de tal forma que $\|\vec{v}\|_2 = 1$

Para el caso del cuaternión unitario, que es utilizado para representar la orientación en los tres ejes, las ecuaciones 6.1 y 6.2 pueden reescribirse de la siguiente forma:

$$q = \begin{bmatrix} q_0 \\ \vec{q} \end{bmatrix} \quad (6.7)$$

$$\vec{q} = \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ q_3 \end{bmatrix} = \vec{v} \sin \left(\frac{\theta}{2} \right) \quad q_0 = \cos \left(\frac{\theta}{2} \right) \quad (6.8)$$

Donde $\vec{v}$ es un vector unitario que corresponde al eje unitario de rotación y θ es el ángulo de rotación.

La ecuación cinemática del cuaternión es derivada del uso de la velocidad angular $\vec{\omega} = [w_x, w_y, w_z]^T$ del objeto, y es dada como sigue.

$$\dot{q} = \frac{1}{2} \Omega(\vec{\omega}) q(t) = \frac{1}{2} \Xi(q) \vec{\omega}(t) \quad (6.9)$$

Un vector tridimensional puede ser rotado utilizando un cuaternión y basándose en la relación que se muestra en la ecuación 6.10, donde ${}^A v$ y ${}^B v$ son el mismo vector, pero que contienen en su primer elemento un 0 para hacer vectores de cuatro elementos.

$${}^B v = {}^A \hat{q} {}^A v_B {}^A \hat{q}^* \quad (6.10)$$

La orientación descrita por el vector ${}^A \vec{q}$ puede ser representada como una rotación de la matriz ${}^A R$ definida en la ecuación siguiente:

$${}^A R = \begin{bmatrix} 2q_1^2 - 1 + 2q_2^2 & 2(q_2q_3 + q_1q_4) & 2(q_2q_4 - q_1q_3) \\ 2(q_2q_3 - q_1q_4) & 2q_1^2 - 1 + 2q_2^2 & 2(q_3q_4 + q_1q_2) \\ 2(q_2q_4 + q_1q_3) & 2(q_3q_4 - q_1q_2) & 2q_1^2 - 1 + 2q_2^2 \end{bmatrix} \quad (6.11)$$

Los ángulos de Euler ψ , θ , y ϕ , también son denominados secuencia aerospacial, ya que describen la orientación de un marco obtenida a través de rotaciones secuenciales. Desde una posición del marco A, con ψ alrededor del eje X, con θ alrededor del Y, y con ϕ alrededor del eje Z, la representación en ángulos de Euler del vector $\vec{q}$ desde A hasta B viene definida por las siguientes ecuaciones:

$$\begin{aligned} \psi &= \text{Atan2}(2q_2q_3 - 2q_1q_4, 2q_1^2 + 2q_2^2 - 1) \\ \theta &= -\sin^{-1}(2q_2q_4 + 2q_1q_3) \\ \phi &= \text{Atan2}(2q_2q_4 - 2q_1q_2, 2q_1^2 + 2q_2^2 - 1) \end{aligned} \quad (6.12)$$

Obtención de la orientación desde la velocidad angular

La orientación de la tierra respecto al sensor en el tiempo t puede ser calculada integrando la derivada del cuaternión q como se describe en las ecuaciones 6.13 y 6.14, teniendo en cuenta que las condiciones iniciales ya son conocidas. En estas ecuaciones, $\vec{\omega}_t$ es la velocidad angular medida en el instante t , donde Δt es el tiempo del período y $\vec{q}_{est,t-1}$ es el momento previo a la orientación estimada.

$$\dot{q} = \frac{1}{2} \Omega(\vec{\omega}_{est,t-1}) q(t) \quad (6.13)$$

$$q = \Omega(\vec{\omega}_{est,t-1}) + \dot{q} \Delta t \quad (6.14)$$

El acelerómetro triaxial, tal y como se comentó en la sección 2.3, mide la magnitud y dirección del campo de la gravedad en el sensor, compuesta por las aceleraciones lineales del movimiento del sensor. De manera similar ocurre con el magnetómetro; éste mide la magnitud y dirección del campo magnético terrestre sobre el flujo magnético local, y las distorsiones del sensor. Para el filtrado de las señales y la obtención de la aceleración vertical, se asumirá que

el acelerómetro únicamente mide la gravedad, y el magnetómetro únicamente mide el campo magnético terrestre.

Si la dirección del campo es conocida en el marco terrestre, una medida de la dirección del campo dentro del marco del sensor permitirá que una orientación del marco del sensor relativa al marco terrestre pueda ser calculada. Sin embargo, para cualquier medición realizada no existe una única orientación del sensor, existen infinitas soluciones que representan esa medición. En algunas aplicaciones puede ser aceptable el uso de los ángulos de Euler para la representación, permitiendo una solución incompleta cuando se conocen dos ángulos de Euler y otro es desconocido. Dicho ángulo es una rotación sobre un eje paralelo sobre el eje del campo. Una representación con cuaterniones requiere que una solución completa sea encontrada. Esto puede ser logrado a través de la formulación de un problema de optimización de la orientación del sensor, donde $\vec{q}$ es una alineación predefinida en la dirección del campo magnético terrestre, $\vec{d}$ es la dirección medida del campo del sensor, y donde $\vec{s}$ es la operación de rotación. Por lo tanto $\vec{q}$ se puede encontrar como solución a la ecuación 6.15, donde la ecuación 6.16 define la función objetivo. y donde los componentes de los vectores se encuentran en las ecuaciones 6.17, 6.18 y 6.19.

$$\min_{\vec{q} \in \mathbb{R}^4} f(\vec{q}, \vec{d}, \vec{s}) \quad (6.15)$$

$$f(\vec{q}, \vec{d}, \vec{s}) = \vec{q} * \vec{d}, \vec{s} - \vec{s} \quad (6.16)$$

$$\vec{q} = [q_1, q_3, q_3, q_4] \quad (6.17)$$

$$\vec{d} = [0, d_x, d_y, d_z] \quad (6.18)$$

$$\vec{s} = [0, s_x, s_y, s_z] \quad (6.19)$$

Existen multitud de algoritmos de optimización; se va a emplear el algoritmo del gradiente descendiente por ser uno de los más simples de implementar y que menor coste computacional tiene. La ecuación 6.20 describe el algoritmo para n iteraciones que tiene como resultado una estimación de la orientación de $\vec{q}_{n+1}$ basándose en una posición inicial conocida $\vec{q}_0$ y una longitud de paso μ . En la ecuación 6.21 se calcula el gradiente de la superficie de la solución definida por la función objetivo. Una vez desarrollado y simplificado resultan vectores de 3 elementos, como se observa en las ecuaciones 6.22 y 6.23.

$$\vec{q}_{k+1} = \vec{q}_k - \mu \frac{\nabla f(\vec{q}_k, \vec{d}, \vec{s})}{\|\nabla f(\vec{q}_k, \vec{d}, \vec{s})\|}, k = 0, 1, 2, \dots, n \quad (6.20)$$

$$\nabla f(\vec{q}_k, \vec{d}, \vec{s}) = J(\vec{q}_k, \vec{d}) f(\vec{q}_k, \vec{d}, \vec{s}) \quad (6.21)$$

$$f(\vec{q}_k, \vec{d}, \vec{s}) = \begin{bmatrix} 2d_x(\frac{1}{2} - q_3^2 - q_4^2) + 2d_y(q_1q_4 + q_2q_3) + 2d_x(q_2q_4 + q_1q_3) - s_x \\ 2d_x(q_2q_3 - q_1q_4) + 2d_y(\frac{1}{2} - q_2^2 - q_4^2) + 2d_z(q_1q_2 + q_3q_4) - s_y \\ 2d_x(q_1q_3 + q_2q_4) + 2d_y(q_3q_4 - q_1q_2) + 2d_z(\frac{1}{2} - q_2^2 - q_3^2) - s_z \end{bmatrix} \quad (6.22)$$

$$J(\vec{q}_k, \vec{d}) = \begin{bmatrix} 2d_yq_4 - 2d_zq_3 & 2d_yq_3 + 2d_zq_4 & \dots \\ -2d_xq_4 + 2d_zq_2 & 2d_xq_3 - 4d_yq_2 + 2d_zq_1 & \dots \\ 2d_xq_3 - 2d_yq_2 & 2d_xq_4 - 4d_yq_1 - 4d_zq_2 & \dots \\ \dots & -4d_xq_3 + 2d_yq_2 - 2d_zq_1 & -4d_xq_4 + 2d_yq_1 + 2d_zq_2 \\ \dots & 2d_xq_2 + 2d_zq_4 & -2d_xq_1 - 4d_yq_4 + 2d_zq_3 \\ \dots & 2d_xq_1 + 2d_yq_4 - 4d_zq_3 & 2d_zq_2 + 2d_yq_3 \end{bmatrix} \quad (6.23)$$

Las ecuaciones desde 6.20 hasta 6.23, describen el desarrollo normal del algoritmo aplicado a un campo predefinido en cualquier dirección. Sin embargo, si la dirección del campo puede ser asumida como que sólo tuviera una componente en el eje principal de coordenadas, las ecuaciones se simplificarían. Se puede asumir perfectamente que la gravedad se encuentra vertical sobre el eje Z , como se observa en la ecuación 6.24. Sustituyendo en $\vec{g}$ y normalizando la medida del acelerómetro $\vec{a}$ para $\vec{d}$ y $\vec{s}$ respectivamente, las ecuaciones 6.22 y 6.23 se quedan simplificadas en las ecuaciones 6.26 y 6.27 respectivamente.

$$\vec{g} = [0 \quad 0 \quad 0 \quad 1] \quad (6.24)$$

$$\vec{g} = [0 \quad a_x \quad a_y \quad a_z] \quad (6.25)$$

$$f_g(\vec{q}, \vec{a}) = \begin{bmatrix} 2(q_2q_4 - q_1q_3 - a_x) \\ 2(q_1q_2 + q_3q_4 - a_y) \\ 2(\frac{1}{2} - q_2^2 - q_3^2 - a_z) \end{bmatrix} \quad (6.26)$$

$$J_g(\vec{q}) = \begin{bmatrix} -2q_3 & 2q_4 & -2q_1 & 2q_2 \\ 2q_2 & 2q_1 & 2q_4 & 2q_3 \\ 0 & -4q_2 & -4q_3 & 0 \end{bmatrix} \quad (6.27)$$

Una aproximación convencional a la optimización puede requerir de múltiples iteraciones de la ecuación 6.20 para ser calculada para cada nueva orientación, según las medidas obtenidas por el sensor. Los algoritmos eficientes también pueden requerir una longitud de paso μ para ser ajustada en cada iteración al valor óptimo; generalmente se obtiene realizando la segunda derivada de la función objetivo. Sin embargo, estos requerimientos incrementan sustancialmente la carga computacional del algoritmo y no son necesarios para esta aplicación. Es aceptable realizar una iteración por cada muestra recibida, que converge a un paso tal que μ_t es igual o mayor que el ratio físico del cambio de orientación. La ecuación 6.28 calcula la orientación estimada $\vec{q}_{\nabla,t}$, en el instante de tiempo t , basado en la orientación previa $\vec{q}_{est,t-1}$ y el gradiente de la función objetivo ∇f , definido por las medidas del sensor $\vec{a}_t$ y $\vec{m}_t$ en el instante de tiempo t . La forma de ∇f es elegida de acuerdo al sensor en uso, como se puede observar en la ecuación 6.29. El símbolo ∇ denota que el cálculo del cuaternión se ha realizado utilizando el algoritmo del gradiente descendiente.

$$\vec{q}_{\nabla,t} = \vec{q}_{est,t-1} - \mu_t \frac{\nabla f}{\|\nabla f\|} \quad (6.28)$$

$$\nabla f = \begin{cases} J_g(\vec{q}_{est,t-1}) f_g(\vec{q}_{est,t-1}, \vec{a}_t) \\ J_{g,b}(\vec{q}_{est,t-1}, \vec{b}) f_{g,b}(\vec{q}_{est,t-1}, \vec{a}, \vec{b}, \vec{m}) \end{cases} \quad (6.29)$$

Fusión de sensores

Para obtener una orientación estimada de la situación de sensor relativa a la tierra $\vec{q}_{est,t}$, se emplea la fusión de los cálculos de las orientaciones $\vec{q}_{\omega,t}$ y $\vec{q}_{\nabla,t}$ calculados utilizando las ecuaciones 6.14 y 6.28 respectivamente. La fusión de $\vec{q}_{\omega,t}$ y $\vec{q}_{\nabla,t}$ se encuentra descrita en la ecuación 6.30, donde γ_t y $(1 - \gamma_t)$ son los pesos aplicados a cada cálculo de la orientación.

$$\vec{q}_{est,t} = \gamma \vec{q}_{\nabla,t} + (1 - \gamma_t) \vec{q}_{\omega,t}, 0 \leq \gamma_t \leq 1 \quad (6.30)$$

Se puede definir un valor óptimo para γ_t como el que asegura que la divergencia pesada de $\vec{q}_{\omega}$ es igual a la convergencia de $\vec{q}_{\nabla,t}$. Esto se encuentra representado en la ecuación 6.31 en la que $\frac{\mu_t}{\Delta t}$ es la tasa de convergencia de $\vec{q}_{\nabla}$ y β es la tasa de divergencia de $\vec{q}_{\omega}$, expresada como la magnitud de una derivada del cuaternión correspondiente a la medida de error del giroscopio.

En la ecuación 6.31 puede ser recolocado para definir γ_t como en la ecuación 6.32.

$$(1 - \gamma_t)\beta = \gamma_t \frac{\mu_t}{\Delta} \quad (6.31)$$

$$\gamma_t = \frac{\beta}{\frac{\mu_t}{\Delta} + \beta} \quad (6.32)$$

$$\mu_t = \alpha \|\vec{q}'_{\omega,t}\|, \alpha > 1 \quad (6.33)$$

Las ecuaciones 6.30 y 6.32 aseguran una óptima fusión de $\vec{q}_{\omega,t}$ y $\vec{q}_{\nabla,t}$ asumiendo que la tasa de convergencia de $\vec{q}_{\nabla}$ gobernada por α es igual o mayor a la tasa de cambio de orientación. Por lo tanto α no tiene un límite superior. Si se asume que α tiene un valor muy alto, μ_t , definido en la ecuación 6.33, también será muy alto y por tanto las ecuaciones de orientación se simplifican.

$$\vec{q}_{\nabla,t} \approx -\mu_t \frac{\nabla f}{\|\nabla f\|} \quad (6.34)$$

La definición de γ_t en la ecuación 6.32 también simplifica, ya que el valor de β del denominador se convierte en insignificante y, por tanto, la ecuación se puede volver a definir. Asumiendo entonces que $\gamma_t \approx 0$, la ecuación resultante 6.35 es:

$$\mu_t \approx \frac{\beta \Delta t}{\mu_t} \quad (6.35)$$

Sustituyendo las ecuaciones 6.14, 6.34 y 6.35 en la ecuación 6.30, directamente se obtiene 6.36. Es importante tener en cuenta que γ_t ha sido sustituido en las dos ecuaciones como 6.34 y 0.

$$\vec{q}_{est,t} = \frac{\beta \Delta t}{\mu t} \left(-\mu_t \frac{\nabla f}{\|\nabla f\|} \right) + (1 - 0) (\vec{q}_{est,t-1} + \vec{q}_{\omega,t} \Delta t) \quad (6.36)$$

La ecuación 6.36 puede ser simplificada en la ecuación 6.37, donde $\vec{q}'_{est,t}$ es la tasa estimada de cambio de orientación definido en la ecuación 6.38, y donde $\vec{q}_{\epsilon,t}$ es la dirección del error de $\vec{q}'_{est,t}$, definido en la ecuación 6.39.

$$\vec{q}_{est,t} = \vec{q}_{est,t-1} + \vec{q}_{est,t} \Delta t \quad (6.37)$$

$$\vec{q}'_{est,t} = \vec{q}_{\omega,t} - \beta \vec{q}_{\epsilon,t} \quad (6.38)$$

$$\vec{q}_{\epsilon,t} = \frac{\nabla f}{\|\nabla f\|} \quad (6.39)$$

Como se puede observar en las ecuaciones 6.37, 6.38 y 6.39, el filtro que calcula la orientación $\vec{q}_{est}$ lo hace integrando numéricamente la orientación estimada según $\vec{q}'_{est}$. El filtro calcula $\vec{q}'_{est}$ como la tasa de cambio de orientación medida por el giroscopio $\vec{q}'_{\omega}$, donde existe una tasa de error medida como β , y que se elimina en la dirección del error estimado $\vec{q}_{\epsilon}$, calculada a partir de las mediciones del acelerómetro y magnetómetro.

Compensación del desajuste de la inclinación del giroscopio

La posición cero del giroscopio va cambiando a lo largo del tiempo por el efecto de la temperatura y el movimiento. Una ventaja del empleo de los filtros basados en Kalman es que son capaces de estimar la inclinación del giroscopio como un estado adicional de todo el sistema. Sin embargo, Mahony et ál. [MHP08] demostraron que el error que el giroscopio muestra puede ser compensado mediante el filtro de orientación, a través de la integral de la tasa de error en el cambio de orientación.

La dirección normalizada del error estimado en la tasa del cambio de orientación $\vec{q}'_{\epsilon}$, puede ser expresada como el error angular en cada eje del giroscopio, utilizando la ecuación 6.40, derivada como la inversa de la relación definida en la ecuación 6.9. La inclinación del giroscopio, $\vec{\omega}_b$, es representado, como la componente DC de $\vec{\omega}_c$ y puede ser eliminado en la integral de $\vec{\omega}_c$, equilibrada con la ganancia apropiada, ζ . Esto compensará las medidas del giroscopio $\vec{\omega}_c$, como se puede ver en las ecuaciones 6.41 y 6.42. El primer elemento del vector $\vec{\omega}_c$ siempre se asume que es 0.

$$\vec{\omega}_c = 2\vec{q}_{est,t-1}^* \vec{q}'_{\epsilon,t} \quad (6.40)$$

$$\vec{\omega}_{b,t} = \zeta \sum_t \vec{\omega}_{\epsilon,t} \Delta t \quad (6.41)$$

$$\vec{\omega}_{c,t} = \vec{\omega}_t - \vec{\omega}_{b,t} \quad (6.42)$$

Las medidas compensadas del giroscopio $\vec{\omega}_c$ pueden ser utilizadas en vez de las medidas reales proporcionadas en bruto por el sensor, $\vec{\omega}$, como se observa en la ecuación 6.9.

Cálculo de la gravedad triaxial

Con los cuaterniones obtenidos en la sección anterior se puede calcular la gravedad en los tres ejes para determinar la vertical, como muestra la ecuación

6.43. De los 3 ejes que se obtienen, únicamente interesa el correspondiente al eje Z, que es la vertical respecto al suelo.

$$\begin{aligned} g_x &= 2 * (q_1 * q_3 - q_0 * q_2) \\ g_y &= 2 * (q_0 * q_1 + q_2 * q_3) \\ g_z &= q_0 * q_0 - q_1 * q_1 - q_2 * q_2 + q_3 * q_3 \end{aligned} \tag{6.43}$$

Si el resultado obtenido al calcular g_z es positivo, significa que el cuerpo está situado cara arriba, y en cambio, si es negativo, el cuerpo está situado hacia abajo.

6.1.2 Tratamiento Kinovea

El sistema de captura óptico proporciona datos respecto a las imágenes capturadas con una cámara de alta velocidad. El tratamiento necesario para obtener los datos es un proceso largo e iterativo que no puede ser automatizado. Es necesario tener en cuenta los siguientes puntos para un correcto tratamiento de las imágenes:

- **Selección de una muestra de referencia.** Al tomar una imagen, si no se detalla la escala con la que se ha realizado, el sistema no puede saber a qué distancia corresponde cada pixel; es por ello que es necesario disponer de una barra de longitud calibrada para indicar el tamaño exacto. En la recogida de los datos se empleó una barra de aluminio extruida de 1000 milímetros de longitud colocada a la izquierda del saltador.
- **Selección de punto origen de coordenadas.** Para obtener un correcto posicionamiento dentro de la imagen es necesario definir el sistema de referencia que se desea emplear. En este caso el origen de coordenadas se toma en la vertical izquierda del participante del plano frontal.
- **Selección de punto de referencia.** En este instante se selecciona el elemento que se desea trazar durante el vídeo. Como se ha detallado en la sección 4.5, se ha empleado un marcador sencillo compuesto de un cuadrado de 30 x 30 milímetros de color negro con un cuadrado interior de 10 x 10 milímetros de color blanco. Debido a la posición que el participante debe de adquirir a la hora de acometer alguno de los saltos, en ocasiones el marcador queda oculto y es necesario por parte del usuario estimar la posición donde éste se ubica. Lo mismo

ocurre cuando alguno de los saltos se realizan con brazos; en ocasiones las manos pueden ocultar el marcador. En todos los casos el problema es fácilmente solucionable, recolocándolo manualmente.

Con los sistemas de referencia e imágenes preparadas para su procesamiento, se visualiza todo el vídeo corrigiendo los posibles errores de ubicación del marcador o, en su caso, reposicionándolo. Como resultado se obtiene un fichero de formato separado por comas con la siguiente estructura: coordenada X, coordenada Y, tiempo. Las coordenadas X e Y vienen dadas en centímetros, por lo que no es necesaria su conversión, así como el tiempo, es mostrado en segundos.

6.1.3 Tratamiento encoder

Los datos proporcionados por el encoder lineal disponen de muy poco tratamiento. La información proporcionada corresponde a los milímetros recorridos por milésima de segundo. Los datos, por tanto, son relativos y para nuestro caso de uso es necesario que sean absolutos. Es por ello que para mostrar los datos tal y como se necesitan, es necesario realizar un pequeño tratamiento.

El fichero de información con los datos en bruto del encoder dispone únicamente de una línea con los incrementos y decrementos de desplazamiento del cable que está atado al codificador. Los datos necesarios para el tratamiento deben disponer de un formato similar al proporcionado por el software de tratamiento de imágenes, consistente en instante de tiempo y desplazamiento total. Esto hace que los datos de desplazamiento se deban sumar, con el fin de obtener el acumulado, así como el instante de tiempo, para obtener el momento.

6.1.4 Tratamiento plataforma de fuerza

Los datos que se obtienen de la plataforma de fuerzas ya se encuentran procesados para que su posterior análisis sea trivial para los profesionales del sector. En este caso, y tras seleccionar la frecuencia correcta de muestreo y el tiempo de grabación del salto, se procede con la realización del ejercicio y con el almacenamiento de la información. Como resultado, se obtiene un fichero con el instante de tiempo y los datos relativos a 2 plataformas (en nuestro caso únicamente se ha empleado 1), así como la fuerza total ejercida, que corresponde a la suma de las 2 plataformas.

Para que la información se pueda procesar con el resto de sistemas se debe filtrar. Primeramente es necesario convertir las unidades de medida, ya que

las plataformas almacenan la información en kiloNewtons y el resto de dispositivos en unidades del sistema internacional. Además, se debe de eliminar la información relativa a la segunda plataforma de fuerzas, que al no encontrarse conectada y no disponer de un terminal de cierre de circuito, éste captura ruido y distorsiona la fuerza total ejercida.

Una vez realizados los cambios sobre los datos originales, la información deberá venir preparada con el siguiente formato: instante de tiempo y fuerza ejercida.

6.1.5 Tratamiento plataforma de contacto

Se trata del sistema más sencillo de todos los empleados. Este no precisa de ningún tipo de tratamiento especial ya que únicamente muestra dos datos, el tiempo de vuelo y la altura estimada. Como la información proporcionada ya se encuentra escalada y normalizada, los datos se pueden manejar tal y como vienen.

6.2 Parámetros a partir de la información proporcionada por los sistemas

Cada uno de los sistemas utilizados para validar el empleo de los sensores inerciales para la medición del salto vertical muestran informaciones diferentes, como por ejemplo: del sensor inercial se obtiene la aceleración vertical, pero de la plataforma de fuerzas se obtiene la fuerza de reacción contra el suelo. Esto hace necesaria la automatización del preprocesado de la información una vez analizados los datos de origen. Mediante técnicas matemáticas se obtendrán varios puntos clave con los que se validarán los sensores.

En las siguientes secciones, por cada uno de los sensores empleados se mostrará la gráfica de la información proporcionada una vez realizado el tratamiento previo de los datos, como se ha podido observar en la sección 6.1. Seguidamente, se detallará la forma de obtener los datos relevantes del salto, anteriormente explicados en la sección 3.6.

6.2.1 Suavizado de datos origen

Los datos obtenidos por los sensores, como es el caso del inercial, traen mucho ruido. La información, tal y como viene, es difícil de procesar y hace necesario

aplicar algún algoritmo de reducción de ruido que haga los datos mucho más legibles.

Para filtrar el ruido y suavizar los datos se ha empleado un procesamiento de señal que corresponde al suavizado mediante interpolación segmentaria (*smoothing spline*). La ventaja de esta técnica es que sólo requiere un parámetro, que nos indica cuánto queremos suavizar la curva siendo un extremo los datos tal cual, y el extremo contrario la recta de interpolación.

En los problemas de interpolación se utiliza a menudo la interpolación mediante splines porque da lugar a resultados similares, requiriendo solamente el uso de polinomios de bajo grado, evitando así las oscilaciones, indeseables en la mayoría de las aplicaciones, encontradas al interpolar mediante polinomios de grado elevado.

Para el ajuste de curvas los splines se utilizan para aproximar formas complicadas. La simplicidad de la representación y la facilidad de cómputo de los splines hacen que su uso sea muy extendido para la representación de curvas en informática y electrónica.

Existen multitud de tipos de splines, pero hay una característica que tienen todos ellos. Esto es, dependiendo del tipo de polinomio empleado existen splines de interpolación y splines de aproximación.

- **Interpolación:** La curva generada debe pasar por todos los puntos.
- **Aproximación:** La curva generada no pasa por ningún punto, pero sí muy cerca de ellos.

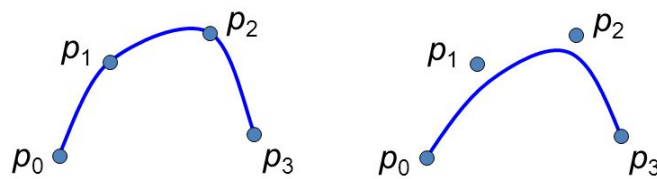


Figura 6.5: Interpolación (izquierda) y aproximación (derecha) de puntos

Las funciones spline son las más utilizadas cuando se desean aproximar series de datos no periódicos. Estas funciones son polinomios ajustados en un espacio o período de tiempo T .

El primer paso para definir un spline es dividir el intervalo sobre el cual se desea aproximar la función de interés, en L subintervalos separados por valores $\tau_L = 1, \dots, L - 1$. Estos valores son conocidos como nodos. Sobre cada intervalo, un spline es un polinomio de orden m .

Según Ramsay et ál. [Ram06], de manera general una función spline es determinada por el orden de los segmentos polinomiales y la secuencia de los nodos τ . Para construir una función spline se debe especificar una base de funciones ϕ_k que tienen las siguientes características:

- Cada función ϕ_k es una función spline de orden m definida por una secuencia de nodos τ .
- Cualquier función spline definida por m y τ puede ser expresada como una combinación lineal de ϕ_k .

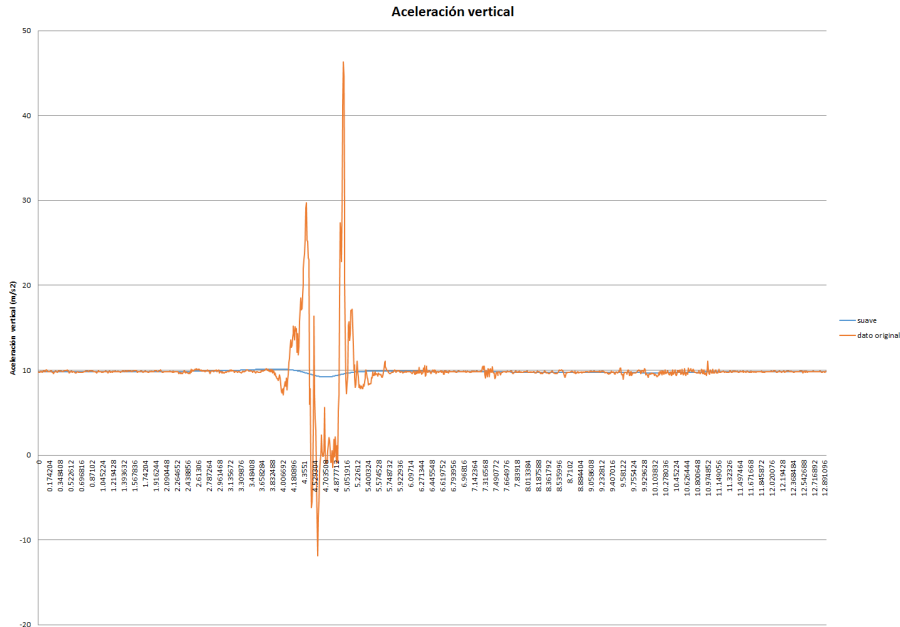


Figura 6.6: Smoothing spline aplicado a la aceleración vertical

La figura 6.6 muestra el resultado tras aplicar una curva de suavizado de aproximación con un coeficiente bajo a los datos de aceleración vertical proporcionados por el sensor inercial. La curva resultante, en la parte que corresponde al salto, adquiere una leve variación que muestra la interpolación realizada por el spline para esos puntos.

6.2.2 Sensor inercial

El sensor inercial es el más completo de los sistemas empleados. De él se puede obtener mucha información relativa a la persona que se está monitorizando, ya

que los sensores de los que está compuesto empiezan a capturar información cuando se activa el sistema. En este caso, como se ha detallado en la sección 6.1.1.2, se puede obtener la aceleración vertical respecto al suelo dando igual la posición del sensor inercial. De esta forma, se obtiene otra hoja de cálculo con la información de los tres sensores de los que está compuesto el sistema, pero que una vez tratados los datos, se obtiene el instante de tiempo y la aceleración vertical respecto al suelo. Estos datos hacen que se puedan comparar todos los indicadores propuestos.

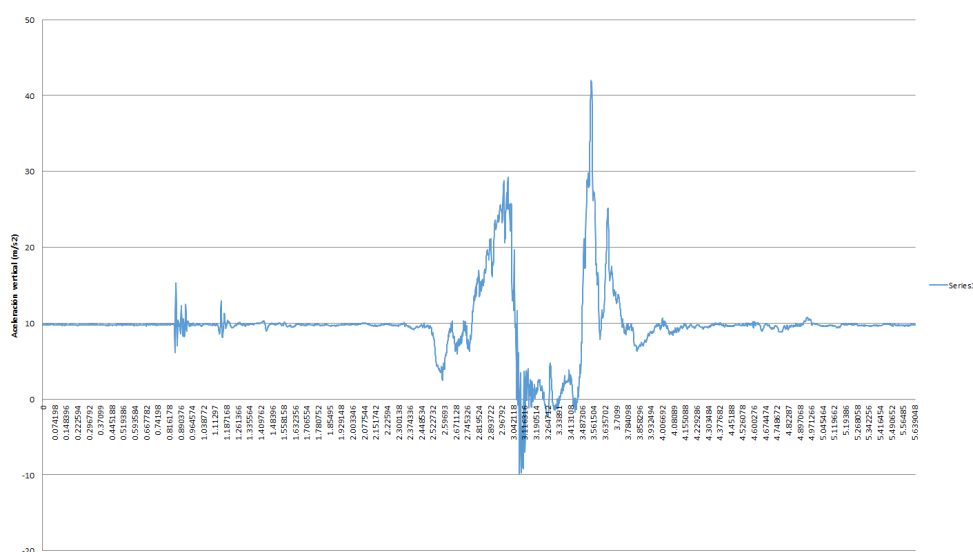


Figura 6.7: Salto con contramovimiento sin brazos obtenido a través del sensor inercial

Como se ha detallado en la sección 3.6, todos los parámetros que se han considerado importantes pueden ser calculados a partir de los datos suministrados por el sistema inercial. En la figura 6.7 se observa la aceleración vertical capturada por el sensor inercial, y de la que se partirá para obtener los parámetros seguidamente descritos.

Tal y como se ha comentado, los datos de partida contienen información preprocesada de los tres sensores y obtienen como resultado una serie de pares de valores tiempo - aceleración vertical.

En la figura 6.8 se muestran los datos de la aceleración vertical con diferente nivel de suavizado. Cuanto mayor es dicho nivel, la información que se muestra es más reducida, teniendo que elegir entre diferentes niveles de suavizado dependiendo del parámetro a calcular.

Inicialmente, se comienza localizando los instantes claves del salto, para

6. VALIDACIÓN DE SISTEMAS DE CAPTURA DEL MOVIMIENTO

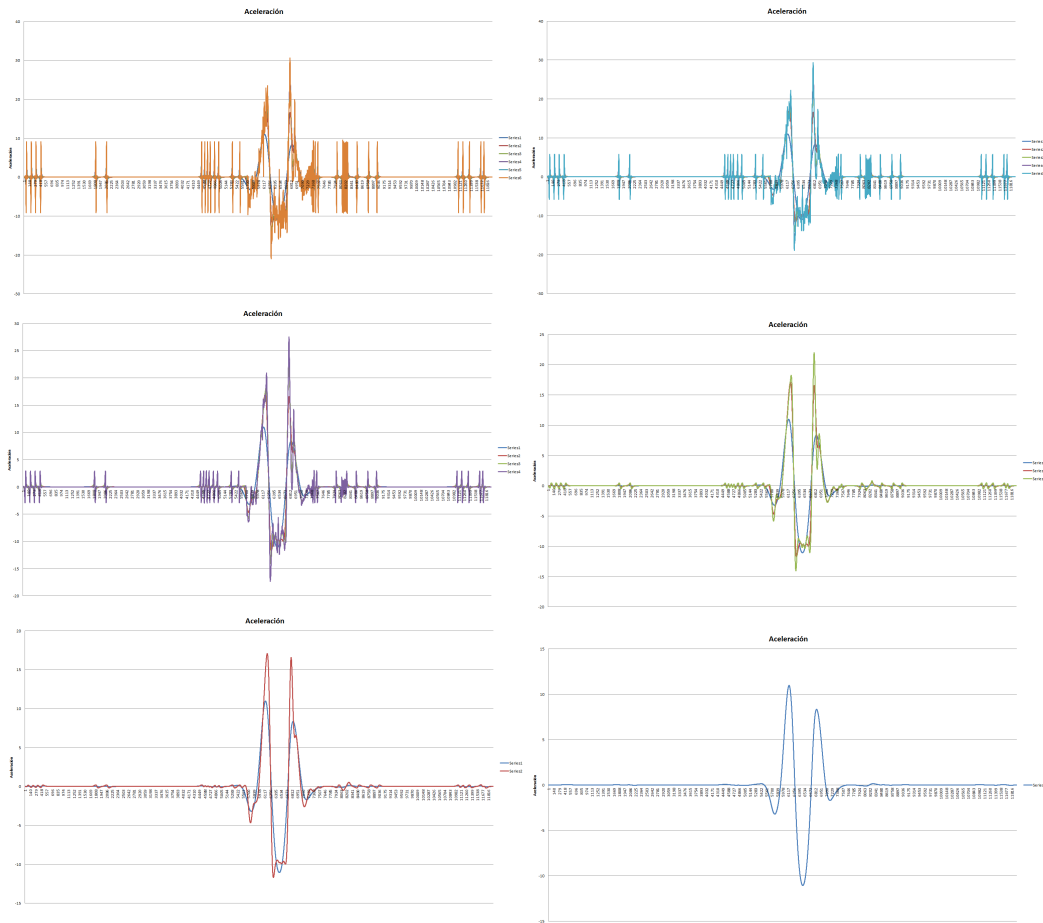


Figura 6.8: Proceso de suavizado de la aceleración vertical

que posteriormente el cálculo de los parámetros sea trivial.

En primer lugar, se debe localizar entre el conjunto de puntos que componen el salto cuáles pertenecen a él. Se sabe de antemano que en cada conjunto de puntos hay únicamente un salto. Se suaviza la gráfica lo máximo posible hasta que, en un lugar de la gráfica, sólo se encuentra la aceleración propia de la caída libre, es ahí donde se puede decir que está el salto. Del conjunto de puntos, sólo en un instante de tiempo la aceleración es inferior o igual a $-1g$. En la versión más suavizada de la gráfica, esto es, la recta de interpolación, no atraviesa el cero. En el estricto de los casos, debería ser constante e igual a cero. El salto completo se localizará en un entorno de 4 segundos máximo a partir de este punto.

Ahora que ya se conocen los límites iniciales y finales del salto, se busca para el inicio del salto la última zona que corresponde a 0,2 segundos de

aceleración nula antes de la zona de vuelo libre. En cambio, el final del salto se detecta por la primera zona de aceleración nula que ocurre después del salto. Para localizar estos puntos ha sido necesario suavizar la gráfica determinando la cantidad de máximos y mínimos locales por unidad de tiempo, y habiendo establecido previamente unos márgenes de error.

Para determinar los instantes de inicio y fin del vuelo, se emplea también una versión suavizada de la gráfica. La forma de establecer esos puntos se hace de la siguiente manera: el inicio del vuelo es el último momento previo al salto en el que la aceleración es superior a 0. Para detectar el final del vuelo, se observa cuál es el primer momento en el que la aceleración vuelve a ser superior a 0 después del salto, entendiendo por salto que la aceleración del saltador es la propia de la caída libre.

Para localizar el momento de cambio de fase de concéntrica a excéntrica, se comienza suavizando los datos de la aceleración vertical hasta conseguir una cantidad prefijada de máximos y mínimos locales en la velocidad, que es la integral de la aceleración. En ese momento se localiza el cero de la velocidad previo a la fase de vuelo.

Para el cálculo de la velocidad simplemente hay que proceder a integrar numéricamente los datos de la aceleración. El problema que tiene este método es que se comete bastante error, debido a que el error que se produce en el proceso de integración se acumula continuamente. Este error es corregido sabiendo que, al principio antes empezar a saltar, en el instante de máxima altura y después de terminar de saltar, en esos tres instantes la velocidad es 0.

Para situar el instante en el que el retropié hace contacto con el suelo, se utiliza una versión de la curva de la aceleración muy poco suavizada. Se busca el máximo en el siguiente cuarto de segundo del fin del vuelo. En cambio, para averiguar el fin del retropié, se localiza en una versión bastante suavizada de la curva el primer mínimo local de la aceleración a partir del retropié.

Por otro lado, para localizar el instante del antepié, primeramente se suaviza la curva de la aceleración entre el fin del vuelo y el instante del retropié lo menos posible, de tal manera que solo haya un máximo y un mínimo local en esta zona. El máximo corresponde al instante del antepié y el mínimo al instante de cambio de fase de antepié a retropié.

Tras realizar sobre la gráfica las operaciones arriba descritas, ya se encuentran identificados todos los instantes relevantes del salto.

Nótese que, a partir de estos datos, es imposible sacar la fuerza, porque se desconoce la masa del saltador, pero sí se conoce la aceleración, que es directamente proporcional y que se puede calcular mediante la ley de Newton.

De la misma manera, se desconoce la potencia, aunque se conoce una versión proporcional a ésta. Por lo tanto, después de analizar y manipular los datos de entrada, se ha construido una curva proporcional a la potencia contra el tiempo. Esa constante de proporcionalidad podrá ser calculada una vez conocida la masa del saltador.

1. Duración del salto

Para el cálculo de la duración la operación a realizar es trivial. Corresponde con la diferencia entre el instante final del salto y el instante inicial.

2. Fuerza y aceleración, medias y máximas de la fase concéntrica

En tiempo de vuelo, al igual que en el indicador anterior, el cálculo es muy sencillo. Se trata de la diferencia entre el instante final del vuelo y el instante inicial. La altura en cambio viene dada al resolver la ecuación 6.44, donde g es la constante de la gravedad, en este caso $g = 9,81m/s^2$, y t_v es el tiempo de vuelo en segundos.

$$h = \frac{1}{8} * g * t_v^2 \quad (6.44)$$

3. Aceleración media y máxima antepié

Para obtener las aceleraciones máximas, se realiza un suavizado muy leve de los datos de partida, de la misma forma que se suavizaron para localizar el instante de antepié. En ese instante, se toma la aceleración de ese punto.

La aceleración media se obtiene sobre los datos en crudo y sin tratamiento, como la aceleración media entre el instante de fin del vuelo y el instante de cambio de fase de antepié a retropié.

4. Aceleración media y máxima retropié

De similar forma que ocurre en el instante del antepié, para localizar la aceleración máxima es necesario hacer un leve suavizado de los datos de partida que localicen también el instante del antepié. En el instante anteriormente descrito, se toma la aceleración de ese punto, que corresponderá con la aceleración máxima del retropié.

La aceleración media se obtiene sobre los datos sin haber realizado ningún tratamiento, y se calcula como la aceleración media entre el instante del cambio de antepié a retropié y el instante de fin de retropié.

5. **Aceleración media y máxima de la fase excéntrica**

En este caso, también es necesario un suavizado muy leve de los datos originales, de tal manera que al realizarse el suavizado, se pueda localizar el instante del antepié. La aceleración máxima es el valor máximo entre el inicio del salto y el instante de cambio de fase excéntrica a concéntrica.

La aceleración media se obtiene sobre los datos sin tratamiento, como la media de aceleraciones producidas entre el inicio del salto y el instante de cambio de fase excéntrica a concéntrica.

6. **Aceleración media y máxima de la fase concéntrica**

Para hallar la aceleración máxima, también es necesario un suavizado muy leve de los datos originales, de tal manera que al realizarse el suavizado, se pueda localizar el instante del antepié. La aceleración máxima es el valor máximo entre el inicio de la fase concéntrica y el instante de inicio del vuelo.

La aceleración media se obtiene sobre los datos sin tratamiento, como la media de aceleraciones producidas entre el inicio de la fase concéntrica y el instante de inicio del vuelo.

7. **Fuerzas**

Para calcular las fuerzas que intervienen en el proceso del salto, tan sólo hay que realizar la multiplicación de las aceleraciones instantáneas que se acaban de obtener y la masa del saltador.

8. **Potencia media y máxima despegue**

Al igual que ocurre en el caso de las fuerzas, para estimar la potencia es necesario conocer la masa del saltador. Teniendo esta información de partida, se construye la curva potencia tiempo como el producto de la fuerza por la velocidad.

Para valorar la potencia media y máxima en la fase de despegue, se procesan todas las potencias ejercidas desde el inicio del salto hasta el inicio del vuelo, evaluando su media. De igual manera, se recorren todas las potencias desde el inicio del salto hasta el inicio del vuelo, y se obtiene la máxima ejercida en un instante.

9. Potencia media y máxima aterrizaje.

De la misma manera que ocurre en el caso anterior, para estimar la potencia es necesario conocer la masa del saltador. Teniendo esta información de partida, se construye la curva potencia tiempo como el producto de la fuerza por la velocidad.

Para valorar la potencia media y máxima en la fase de aterrizaje, se procesan todas las potencias ejercidas desde el inicio del vuelo hasta el final del salto, evaluando su media. De igual manera, se recorren todas las potencias entre el inicio del vuelo y el final del salto, y se obtiene la máxima ejercida en un instante. Las potencias en este caso serán negativas por tratarse de un movimiento descendente.

En los cálculos de la potencia no es necesario realizar ningún suavizado de la curva origen, ya que al tratarse de una integración, los datos ya vienen suavizados.

6.2.3 Plataforma de fuerza

La plataforma de fuerzas proporciona la fuerza de reacción que está ejerciendo el individuo contra el suelo. Tras configurar correctamente el dispositivo de captura, de éste se obtiene una hoja de cálculo con la información relativa a la terna de instante de tiempo y fuerza recogida en la célula de carga. En la figura 6.9, se muestra un ejemplo de una captura realizada con la plataforma.

Con la información proporcionada se pueden obtener todos los datos que se desean comparar; esto es, la duración del salto, el tiempo de vuelo, las fases de despegue con sus subfases concéntrica y excéntrica, así como la fase de aterrizaje con el antepié y retropié.

En este segundo caso, los datos de partida los dan una serie de pares de valores tiempo - peso.

Inicialmente, se comienza localizando los instantes claves del salto para que posteriormente el cálculo de los parámetros sea trivial.

En primer lugar, se debe localizar del conjunto de puntos que componen el salto cuáles pertenecen a él. Se sabe de antemano que en cada conjunto de puntos hay únicamente un salto. Partiendo de toda la información recogida por la plataforma de fuerza, se busca dentro de ese espacio de puntos un lugar en el que el saltador no se encuentre haciendo contacto sobre la plataforma (se encontrará en el aire) y se tiene en cuenta que se está cometiendo un error inferior a 3 kilogramos. Sería posible realizar el cálculo del error que se está cometiendo porque la gráfica, de encontrarse haciendo mediciones normales, se

6.2 Parámetros a partir de la información proporcionada por los sistemas

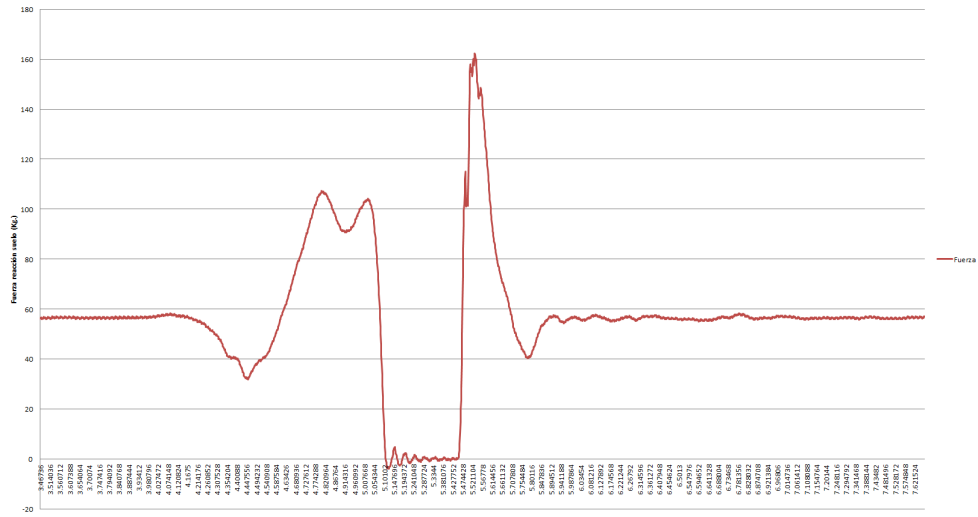


Figura 6.9: Salto con contramovimiento sin brazos medido con la plataforma de fuerza

va a cero brusca y rápidamente.

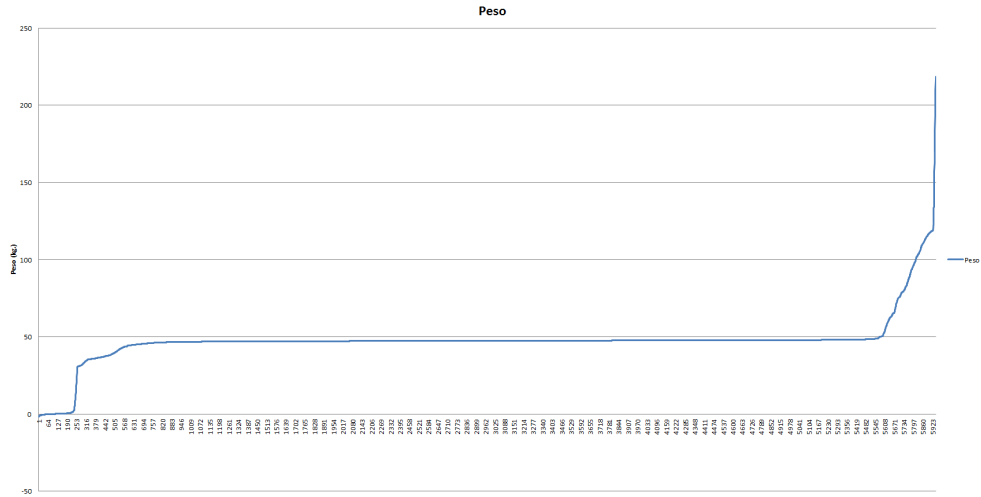


Figura 6.10: Pesos ejercidos sobre la plataforma de fuerzas ordenados en ascendente

Partiendo de esa zona donde no hay contacto con la plataforma, se pueden ya definir los instantes de inicio del vuelo y final del vuelo, que corresponderán con el instante en el que la fuerza pasa de ser elevada a $0 \pm 3kg.$, y al revés, donde siendo de $0 \pm 3kg.$, pasa rápida y bruscamente a un valor alto.

Mediante la gráfica que se muestra en la figura 6.10, se obtiene la tabla de

pesos ejercidos en la plataforma, ordenados de menor a mayor. Conociendo que el salto tendrá una duración máxima de 4 segundos, y que el tiempo de medición de la plataforma de fuerzas es de 12 segundos, la gráfica tendrá en su parte central un peso constante que corresponde con la masa del saltador, teniendo en cuenta que éste permanece quieto durante ese período de tiempo.

Para obtener el instante del retropié se observa la máxima fuerza que se ha ejercido durante el fin del vuelo, y 0,25 segundos después de hacer contacto con la plataforma.

En cambio, para la localización del antepié se debe localizar el mayor descenso de fuerza entre el fin del vuelo y el instante del retropié. Durante ese período de tiempo, es complicado encontrar un descenso, puesto que en el fin del vuelo la fuerza que se ejerce es 0, y en el instante de retropié la fuerza ejercida es máxima. Dependiendo de las características del salto y del saltador, es posible que no se de ningún descenso; en tal caso, no hay antepié.

Para encontrar el instante en que se da por concluído el salto, se localiza la primera zona posterior al retropié en el que no varía el peso. De la misma manera, el inicio del salto se corresponde con la última zona anterior donde el peso no varía.

Es muy importante que antes y después de la realización del salto, la persona se encuentre lo más quieta posible. Al no tratarse de personas habituadas a efectuar estas pruebas de salto, se establece que permanecer quieto es una variación de peso inferior a 5 kilogramos, y que el tiempo mínimo que tiene que estar con esa variación de peso es de 0,25 segundos.

Teniendo en cuenta lo comentado en el párrafo anterior, también es posible calcular la masa del saltador como la media de pesos recogidos durante ese período en reposo.

Para determinar el instante de tiempo donde se produce el cambio de fase de excéntrica a concéntrica, hay que calcular la integral de la fuerza, que es proporcional a la velocidad. En ella, se busca el último 0 previo al inicio del vuelo.

Por último, y para averiguar el fin del retropié, es necesario buscar el primer mínimo local de la aceleración a partir del retropié. En este caso, sí que es necesario disponer de datos procesados con una versión bastante suavizada de la curva.

1. Duración del salto

Ahora que el análisis complicado de la determinación de los instantes ya se ha realizado, obtener la duración del salto es un análisis trivial. Se

trata simplemente de la diferencia entre el instante final del salto y el instante inicial.

2. Fuerza y aceleración, medias y máximas de la fase concéntrica

En tiempo de vuelo, al igual que en el indicador anterior, el cálculo es muy sencillo. Se trata de la diferencia entre el instante final del vuelo y el instante inicial. La altura, en cambio, viene dada al resolver la ecuación 6.44, donde g es la constante de la gravedad, en este caso $g = 9,81m/s^2$, y t_v es el tiempo del vuelo en segundos.

3. Fuerza media y máxima antepié

Para obtener la fuerza máxima se obtiene el valor máximo en ese punto.

La fuerza media se obtiene sobre los datos sin ningún tipo de tratamiento, como la fuerza media entre el instante de fin del vuelo y el instante de cambio de fase de antepié a retropié.

4. Fuerza media y máxima retropié

De similar forma que ocurre en el instante del antepié, para localizar la fuerza máxima se toma la fuerza de ese instante, que corresponderá con la fuerza máxima del retropié.

La fuerza media se obtiene sobre los datos no tratados previamente, y se calcula como la fuerza media entre el instante del cambio de antepié a retropié y el instante de fin de retropié.

5. Aceleración media y máxima de la fase excéntrica

Para la obtención de la aceleración a partir de la fuerza, se divide el peso que se está ejerciendo sobre la plataforma sobre la constante de la gravedad, en este caso $g = 9,81m/s^2$.

Tampoco se han suavizado los datos ni se ha realizado ningún tratamiento. La aceleración máxima sería el valor máximo entre el inicio del salto y el instante de cambio de fase excéntrica a concéntrica.

La aceleración media también se obtiene sobre los datos sin tratamiento, como la media de aceleraciones producidas entre el inicio del salto y el instante de cambio de fase excéntrica a concéntrica.

6. Aceleración media y máxima de la fase concéntrica

En este caso, la aceleración máxima es el valor máximo entre el inicio de la fase concéntrica y el instante de inicio del vuelo.

La aceleración media se obtiene sobre los datos sin tratamiento, como la media de aceleraciones producidas entre el inicio de la fase concéntrica y el instante de inicio del vuelo.

7. Potencia media y máxima despegue

Como no se dispone de la curva correspondiente a la potencia, se construye la curva potencia respecto al tiempo como producto de la fuerza por la velocidad. Se considera que la potencia media es la media de las potencias instantáneas desde inicio del salto hasta el inicio del vuelo.

La potencia máxima es el valor máximo de la potencia instantánea en un punto, durante el período comprendido entre el inicio del salto hasta el inicio del vuelo.

8. Potencia media y máxima aterrizaje

De la misma manera que ocurre en el caso anterior, para estimar la potencia es necesario construir la curva de potencia respecto al tiempo. Con información de partida, se construye la curva como el producto de la fuerza por la velocidad.

Para valorar la potencia media y máxima en la fase de despegue se procesan todas las potencias ejercidas desde el fin del vuelo hasta el final del salto, evaluando su media. De igual manera, se recorren todas las potencias entre el fin del vuelo y el final del salto, y se obtiene la máxima ejercida en un instante. Las potencias en este caso serán negativas, por tratarse de un movimiento descendente.

En los cálculos de la potencia no es necesario realizar ningún suavizado de la curva origen, ya que al tratarse de una integración, los datos ya vienen suavizados.

Como se ha podido observar durante esta sección, el procesamiento que se realiza de los datos sobre la plataforma de fuerzas no es tan complejo como con el sensor inercial, puesto que la información que proporciona la plataforma tiene mucho menos ruido. Por lo tanto, su tratamiento es mucho más sencillo, no siendo necesario tratamiento previo de los datos.

6.2.4 Software tratamiento imagen

El sistema de captura óptico utiliza, como se ha descrito en la sección 2.2, una cámara de alta velocidad que tiene una frecuencia máxima de captura de 300 fotogramas por segundo. La información proporcionada ha sido analizada

mediante el software *Kinovea*. Una vez realizados los ajustes necesarios, en los que seleccionamos la escala así como el marcador que deseamos seguir, el software obtiene como resultado un fichero en el que aparecen las ternas de instante de tiempo, posición en el eje X y la posición en el eje Y. Con estos datos, y sin demasiado tratamiento, es posible obtener la duración del salto, altura máxima del salto, determinar las fases concéntrica y excéntrica, así como obtener las potencias en el despegue y aterrizaje. Estos datos pueden ser representados fácilmente mediante un gráfico, que corresponde con la traza del marcador, como se puede observar en la figura 6.11.

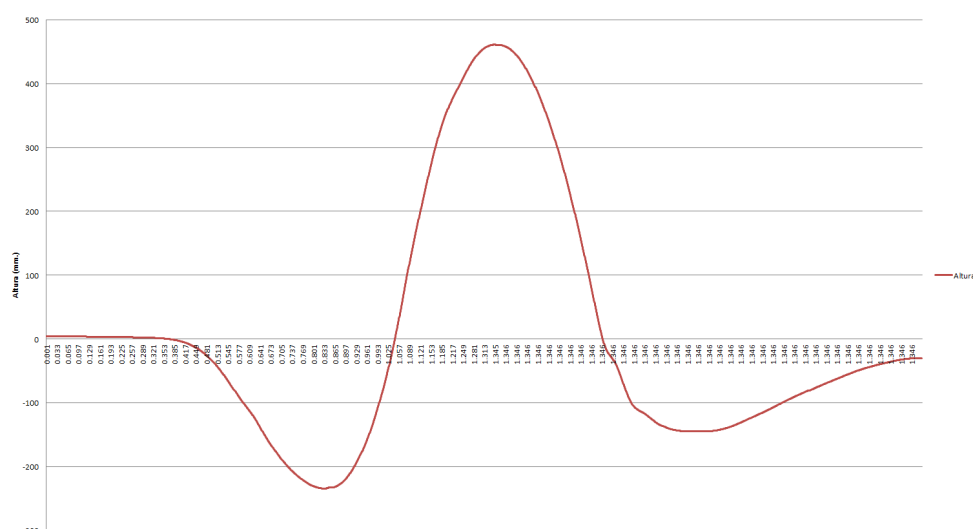


Figura 6.11: Variación del centro de masas según sistema de captura óptico

Como la información proporcionada por el sistema óptico es similar a la proporcionada por el encoder lineal, todas las operaciones realizadas de tratamiento de datos, cálculo de puntos importantes y parámetros del salto son iguales en ambos casos. Por lo tanto, para evitar duplicidades, todo el proceso está explicado íntegramente en la sección siguiente.

6.2.5 Encoder lineal

El encoder lineal es básicamente un dinamómetro que se utiliza para hacer una medición directa y continua del espacio recorrido y el tiempo de movimiento de una carga externa, en este caso, el saltador. En la figura 6.12 se puede observar el recorrido efectuado por la cuerda situada en su extremo, y que en este caso se encuentra atada a la cintura del saltador. Este sensor permite calcular todos los parámetros descritos con anterioridad en la sección 3.4.

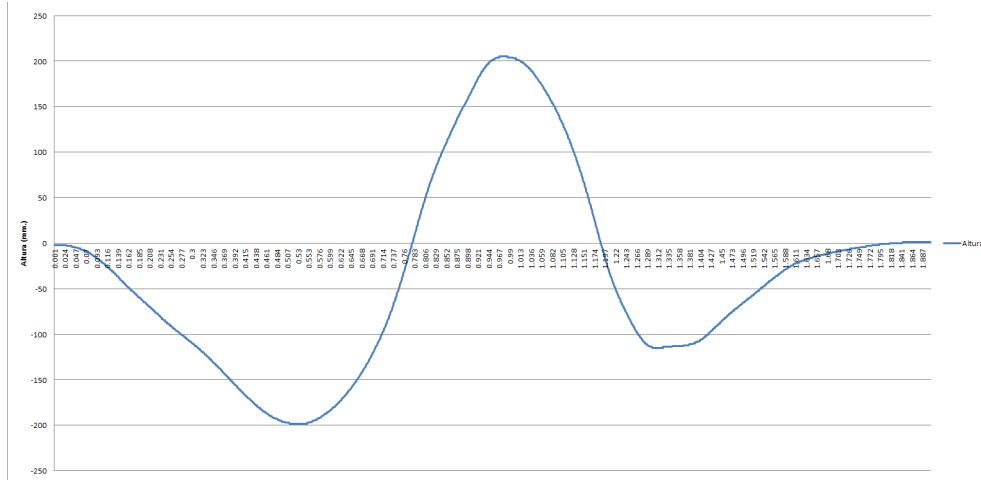


Figura 6.12: Salto con contramovimiento sin brazos medido con el encoder lineal

En este tercer y último caso, los datos de partida son una serie de pares de valores tiempo - desplazamiento.

Inicialmente, se comienza localizando los instantes claves del salto para que posteriormente el cálculo de los parámetros sea trivial.

En primer lugar, se debe localizar del conjunto de puntos que componen el salto cuáles pertenecen a él. Se sabe de antemano que en cada conjunto de puntos hay únicamente un salto. Partiendo de toda la información recogida por el software de tratamiento de imagen y el encoder lineal, se busca dentro de ese espacio de puntos el valor máximo, que corresponderá con el valor del salto y que además, dirá en qué momento se ha producido éste.

El proceso que se ejecuta posteriormente es la normalización de la escala de alturas, para que se encuentre en las mismas unidades, en este caso, metros. Durante la fase de vuelo tiene que ocurrir un movimiento rectilíneo uniformemente acelerado con aceleración de la gravedad. Seguidamente, en un entorno cercano al punto de máxima altura, la función tiene que ser una parábola invertida, identificativa del movimiento rectilíneo uniformemente acelerado.

Por un entorno del punto de máxima altura se refiere a: desde el punto medio entre el instante de máxima velocidad previo al punto de máxima altura y el punto de máxima altura, hasta el punto medio entre el instante de máxima altura y el punto de mínima velocidad consecuente al punto de máxima altura.

En ese entorno se hace una interpolación polinómica de segundo orden, para obligar a que sea una parábola. El término independiente y el coeficiente de primer orden, simplemente determinan la abscisa y ordenada de la parábola.

El coeficiente de segundo orden debería ser el que determina la caída libre. Esto es, debería ser la mitad de la gravedad. Para ello, se ajustan los datos de partida. Por el término “ajustar los datos” se refiere a multiplicar por la constante adecuada para conseguir nuestro objetivo.

A partir de este momento, se puede comenzar a trabajar con los datos al haber realizado el correcto ajuste de la escala.

El primer paso es suavizar un poco la gráfica, de tal manera que la aceleración entre el punto de máxima velocidad y mínima velocidad sólo tenga 7 máximos y mínimos locales. Seguidamente, se determina el inicio del vuelo como el punto de aceleración 0 cerca del punto de máxima velocidad. En final del vuelo, en cambio, se localiza cerca del punto de mínima velocidad, donde la aceleración es 0.

Para determinar el punto de cambio de fase excéntrica a concéntrica, se observan los 0,5 segundos previos al instante del inicio del vuelo y se busca el punto de mínima altura.

La localización de los instantes de inicio y fin del salto viene dada por los puntos en los que se mantiene a una altura constante, ya sea en posición de inicio del salto de talón o de pie, ó de posición de reposo de un salto con contramovimiento. El término mantenerse significa, en este caso, permanecer sin realizar movimientos durante al menos 0,25 segundos y con una variación de altura inferior a 5 centímetros.

En este momento se realiza un suavizado de la curva muy poco significativo, de tal manera que, a partir del punto de máxima aceleración haya 15 máximos y mínimos locales. De esta forma queda determinado el instante del retropié.

La aceleración es calculada como la segunda derivada de los datos suavizados. El instante de fin de retropié corresponde con el primer mínimo local a partir del instante del retropié en la aceleración de los datos suavizados.

Como se conoce el instante de fin del vuelo y el instante de retropié, se suavizan los datos de la altura lo mínimo posible, de tal manera que la aceleración, segunda derivada de la altura suavizada, sólo marque un máximo y mínimo local. El instante del antepié es el valor máximo local. En cambio, el fin del antepié es el valor mínimo local.

Con eso se dan por calculados todos los instantes.

De igual manera que ocurre con el sensor inercial, es imposible conocer el peso del saltador. Por lo tanto, si se desean obtener las fuerzas y potencias, se necesitará la masa del saltador.

1. Duración del salto

Dado que el análisis complicado de la determinación de los instantes ya

se ha realizado, obtener la duración del salto es un análisis trivial. Se trata simplemente de la diferencia entre el instante final del salto y el instante inicial.

2. Tiempo de vuelo y altura máxima

En tiempo del vuelo, al igual que en el indicador anterior, el cálculo es muy sencillo. Se trata de la diferencia entre el instante final del vuelo y el instante inicial.

La altura, en cambio, viene dada al realizar la resta del valor máximo obtenido del desplazamiento menos el valor del desplazamiento en reposo.

Para obtener el resto de los parámetros, la curva de la aceleración se obtiene al realizar la segunda derivada de las alturas poco suavizadas. Es necesario ese tratamiento mínimo de los datos ya que sin él no sería posible la detección de los instantes de antepié y retropié.

De esta forma, ya se dispone de las curvas de aceleración y velocidad contra el tiempo, y por tanto, se pueden calcular medias y máximas entre los instantes oportunos.

3. Aceleración medias y máximas antepié

Para obtener las aceleraciones máximas, se realiza un suavizado muy leve de los datos de partida, de la misma forma que se suavizaron para localizar el instante de antepié. En ese instante, se toma la aceleración de ese punto.

La aceleración media se obtiene sobre los datos en crudo y sin tratamiento, como la aceleración media entre el instante de fin del vuelo y el instante de cambio de fase de antepié a retropié.

4. Aceleración medias y máximas retropié

De similar forma que ocurre en el instante del antepié, para localizar la aceleración máxima es necesario hacer un leve suavizado de los datos de partida que localicen también el instante del antepié. En el instante anteriormente descrito, se toma la aceleración de ese punto, que corresponderá con la aceleración máxima del retropié.

La aceleración media se obtiene sobre los datos sin haber realizado ningún tratamiento, y se calcula como la aceleración media entre el instante del cambio de antepié a retropié y el instante de fin de retropié.

5. **Aceleración medias y máximas fase excéntrica**

En este caso, también es necesario un suavizado muy leve de los datos originales, de tal manera que, al realizarse el suavizado, se pueda localizar el instante del antepié. La aceleración máxima es el valor máximo entre el inicio del salto y el instante de cambio de fase excéntrica a concéntrica.

La aceleración media se obtiene sobre los datos sin tratamiento, como la media de aceleraciones producidas entre el inicio del salto y el instante de cambio de fase excéntrica a concéntrica.

6. **Aceleración medias y máximas fase concéntrica**

También aquí es necesario un suavizado muy leve de los datos originales, de tal manera que, al realizarse el suavizado, se pueda localizar el instante del antepié. La aceleración máxima es el valor máximo entre el inicio de la fase concéntrica y el instante de inicio del vuelo.

La aceleración media se obtiene sobre los datos sin tratamiento, como la media de aceleraciones producidas entre el inicio de la fase concéntrica y el instante de inicio del vuelo.

7. **Fuerzas**

Para calcular las fuerzas que intervienen en el proceso del salto, tan sólo hay que realizar la multiplicación de las aceleraciones instantáneas, que se acaban de obtener, y la masa del saltador.

8. **Potencia media y máxima despegue**

Al igual que ocurre en el caso de las fuerzas, para estimar la potencia es necesario conocer la masa del saltador. Teniendo esta información de partida, se construye la curva potencia tiempo como el producto de la fuerza por la velocidad.

Para valorar la potencia media y máxima en la fase de despegue, se procesan todas las potencias ejercidas desde el inicio del salto hasta el inicio del vuelo, evaluando su media. De igual manera, se recorren todas las potencias entre el inicio del salto y el inicio del vuelo y se obtiene la máxima ejercida en un instante.

9. Potencia media y máxima aterrizaje

De la misma manera que ocurre en el caso anterior, para estimar la potencia es necesario conocer la masa del saltador. Teniendo esta información de partida, se construye la curva potencia tiempo como el producto de la fuerza por la velocidad.

Para valorar la potencia media y máxima en la fase de aterrizaje, se procesan todas las potencias ejercidas desde el inicio del vuelo hasta el final del salto, evaluando su media. De igual forma, se recorren todas las potencias entre el inicio del vuelo y el final del salto, y se obtiene la máxima ejercida en un instante. Las potencias, en este caso, serán negativas por tratarse de un movimiento descendente.

En los cálculos de la potencia no es necesario realizar ningún suavizado de la curva origen, ya que al tratarse de una integración, los datos ya vienen suavizados.

6.2.6 Plataforma de contacto

El sistema más simple empleado es la plataforma de contacto. Su modo de funcionamiento es muy simple, actuando como si de un interruptor se tratara. En el momento que la persona se sitúa sobre la plataforma, el circuito se cierra; en cuanto se ejecuta el salto y la persona se encuentra en el aire, el circuito se abre comenzando a contar el tiempo hasta que la persona vuelve a caer sobre él. La información que proporciona es el tiempo de vuelo, y de manera aproximada, la altura del salto. Desde la plataforma de contacto únicamente se puede medir el tiempo de vuelo y la altura máxima.

6.3 Contraste de los datos obtenidos por el sensor inercial frente a los otros sistemas

Una vez procesada toda la información obtenida por los sensores, se procede a comparar los resultados obtenidos por el dispositivo inercial con los resultados obtenidos por el resto de sistemas. En primer lugar, a partir de los datos en bruto, se generan unos diagramas de dispersión que muestran la similitud de los resultados obtenidos entre el dispositivo inercial y los otros sistemas. En la figura 6.13, se encuentran representadas las alturas obtenidas por los 4 sensores.

6.3 Contraste de los datos obtenidos por el sensor inercial frente a los otros sistemas

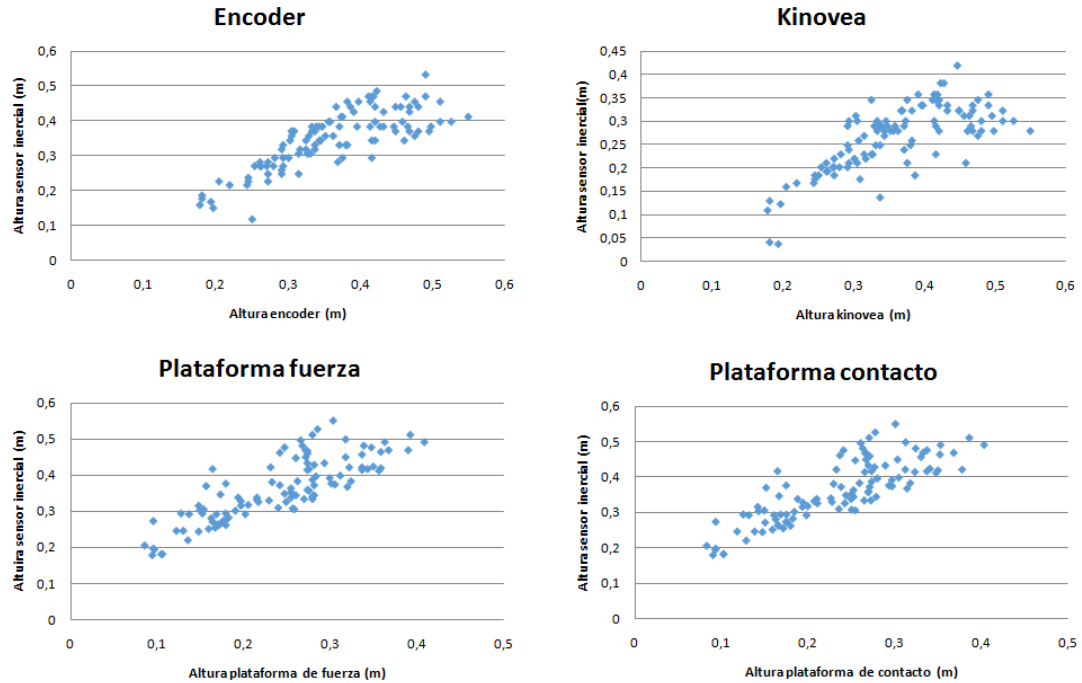


Figura 6.13: Gráficos de dispersión de la altura de los 4 sensores

En el gráfico de dispersión donde se observan los datos del sensor inercial frente al encoder, se puede ver una correlación muy alta. También se aprecia que cuanto mayor es el valor de la altura del sensor inercial, mas alta es la variación frente al encoder, llegando a apreciarse variaciones máximas de 15 centímetros.

En el caso del Kinovea, la línea de tendencia también es muy clara y, por tanto, la correlación es alta. Al igual que ocurre en el encoder, se observa algún error marginal de hasta 25 centímetros, pero la tendencia es que no supere los 7 centímetros en la mayor parte de los casos.

La plataforma de fuerzas también muestra un gráfico de dispersión con una fuerte correlación. Los errores que se observan no exceden en ningún caso de los 10 centímetros, lo que hace ver que el sistema tiene una alta precisión. La media de error también baja, no superando los 5 centímetros.

Por último, la gráfica de dispersión de la plataforma de contacto muestra una clara línea de tendencia. Su correlación es muy alta, lo que demuestra que se trata de un sistema de alta fiabilidad respecto al sensor inercial. El error marginal máximo no excede de los 15 centímetros, mientras que la media se encuentra entorno a los 8 centímetros.

	Plataforma de fuerza	Sensor inercial	Encoder	Kinovea	Plataforma de contacto
Plataforma de fuerza	1	0,826	0,926	0,762	0,993
Sensor inercial	0,826	1	0,806	0,734	0,825
Encoder	0,926	0,806	1	0,813	0,918
Kinovea	0,762	0,734	0,813	1	
Plataforma de contacto	0,993	0,825	0,918	0,759	1

Tabla 6.1: Correlaciones de Pearson entre sensores

Por lo tanto, se puede decir que en los 4 gráficos de dispersión mostrados en la figura 6.13, existe una correlación fuerte. Los sistemas obtienen mediciones con buena precisión respecto al sensor inercial, pero en algunos casos necesitan ser mejorados.

La tabla 6.1 muestra los coeficientes de correlación de Pearson calculados para todos los sensores. Tal y como se observaba en las gráficas de correlación anteriormente mostradas, la alta correlación se muestra a través de un alto coeficiente de Pearson. Se puede decir que, según los datos, el cálculo de la altura a través de la plataforma de contacto es muy buena, obteniendo un coeficiente de 0,993, muy próximo al 1 que correspondería con lo ideal. Hay que destacar que el encoder también ofrece un buen comportamiento obteniendo un coeficiente de 0,926. Como era de esperar, al obtener buenos resultados independientemente, entre sí también tienen un coeficiente de correlación alto, situándose en 0,918.

Por último, en la figura 6.14, se muestran los datos referentes a las diferencias de alturas captadas por el sensor inercial y la altura capturada por el resto de sistemas. El gráfico de cajas muestra, de una manera muy visual, los valores máximos y mínimos, así como la mediana.

A la vista de los resultados obtenidos, se puede afirmar que el sensor inercial obtiene buenos resultados, y por lo tanto, puede ser empleado para la captura de parámetros biomecánicos, ya sea para su uso deportivo o médico. Esta validación abre la puerta a futuras investigaciones donde se completen y mejoren los métodos aquí expuestos.

6.3 Contraste de los datos obtenidos por el sensor inercial frente a los otros sistemas

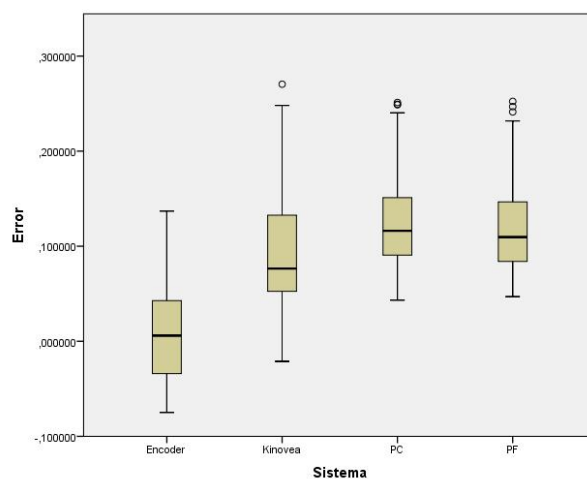


Figura 6.14: Diagrama de cajas correspondiente a la altura de los 4 sensores

Conclusiones

A través de la presente tesis doctoral se ha dado a conocer la problemática existente en los dispositivos de captura de movimiento en biomecánica, focalizando la atención en el sector deportivo y el sector médico. En este contexto, se repasarán las contribuciones realizadas para evaluar el grado de cumplimiento de cada uno de los objetivos inicialmente planteados.

Este último capítulo se ha estructurado de la siguiente forma. En la sección 7.1 se presentan las contribuciones logradas en la investigación realizada; la sección 7.2 describe las principales aplicaciones en la sociedad que tiene el desarrollo realizado; la sección 7.3 detalla las limitaciones encontradas. La sección 7.4 describe las posibles líneas de trabajo futuro detectadas para continuar con la tesis doctoral realizada. Por último, y finalizando el capítulo y la tesis doctoral, la sección 7.5 expone las consideraciones finales.

7.1 Principales contribuciones

En las siguientes líneas se mostrarán las principales contribuciones llevadas a cabo para la consecución de la presente tesis doctoral. En concreto, (i) un sistema de captura biomecánico basado en plataforma de fuerza, (ii) un sistema de captura biomecánico basado en sensor inercial, (iii) un procedimiento de extracción de la aceleración vertical, (iv) un procedimiento de detección de inicio y fin del salto, (v) un modelo matemático de detección de los instantes de

antepié y retropié desde el desplazamiento-tiempo, (vi) un procedimiento de suavizado de curvas para sensores inerciales, y por último, (vii) un algoritmo automatizado de extracción de puntos importantes en el salto vertical.

1. **Un sistema de captura biomecánico basado en plataforma de fuerza.** Debido al difícil acceso a los equipos profesionales para realizar las pruebas y la validación, se ha diseñado y fabricado una plataforma de bajo coste. Esta ha sido validada y certificada por la ENAC para homologarla en el uso de estas pruebas. Ha sido fabricada en hierro y consiste en una carcasa compuesta de 2 partes (base y plataforma), una célula de carga, y la electrónica asociada para su funcionamiento. Así mismo, también se ha diseñado un software para la captura de datos a través de un ordenador, para que el procesado de la información sea sencillo.
2. **Un sistema de captura biomecánico basado en sensor inercial.** Se ha diseñado y fabricado una placa de circuito impreso con un giroscopio, un acelerómetro y un magnetómetro, haciendo un total 9 grados de libertad. El desarrollo permite una conexión al ordenador, mediante cable o inalámbrico, para poder realizar la captura de datos. Al igual que con la plataforma de fuerzas, se ha diseñado el software para el ordenador que permite realizar la captura de datos.
3. **Un procedimiento de extracción de la aceleración vertical desde un sensor inercial.** Dado que los datos que ofrece el sensor inercial están expresados según la posición y orientación del sensor respecto a la placa, se ha realizado un procedimiento que, empleando los ángulos de Euler y cuaterniones, hace posible extraer la aceleración vertical independientemente de la posición y orientación del sensor. Se ha tenido en cuenta la limitada capacidad de cálculo de los microcontroladores, haciendo que el coste computacional sea bajo para así obtener una alta frecuencia de muestreo.
4. **Un procedimiento de detección de inicio y fin del salto.** El procedimiento de captura hace que los sensores tengan que activarse por separado. Por lo tanto, cada sensor comienza la captura en un instante de tiempo diferente, al no encontrarse sincronizados entre sí. Para corregir ese desfase se ha creado un procedimiento que detecta el inicio y final del salto, para así correlacionar los diferentes instantes y fases del salto para su posterior análisis.

5. **Un modelo matemático de detección de los instantes de antepié y retropié desde el desplazamiento-tiempo.** Los instantes de antepié y retropié se detectan sin problemas en las gráficas de aceleración y fuerza, no así en las de desplazamiento. Empleando derivación, y la búsqueda de máximos y mínimos locales, se ha logrado obtener esos dos instantes desde una gráfica de desplazamiento, para así calcular aceleraciones y potencias.
6. **Un procedimiento de suavizado de curvas para sensores inerciales.** Los datos obtenidos por el sensor inercial tienen una tasa de ruido considerable, por lo que no es posible su análisis directamente. Para lograrlo, se ha definido un procedimiento que suaviza las curvas de la aceleración vertical y que no distorsiona la calidad de los datos, haciendo éstos mucho más manejables. Para ello, ha sido necesario probar diferentes algoritmos hasta dar con el más adecuado, que en este caso ha sido el *smoothing spline* de aproximación.
7. **Un algoritmo automatizado de extracción de puntos importantes en el salto vertical.** Para automatizar la extracción de instantes importantes en cada una de las curvas analizadas, se ha implementado un algoritmo que permite automatizar la tarea. Este algoritmo es capaz de extraer, de un salto con y sin contramovimiento, la duración del salto, el tiempo de vuelo, las fases concéntricas y excéntricas, las fases de antepié y retropié, así como las fases de despegue y aterrizaje. El algoritmo se ha preparado para su empleo en curvas de fuerza/tiempo y desplazamiento/tiempo. Aunque únicamente ha sido probado para los saltos realizados en esta tesis doctoral, no se descarta su validez en otros tipos de salto.

Gracias a estas contribuciones, se considera que se han cumplido todos los objetivos específicos detallados en la sección 1.6.

- Construir una plataforma de fuerzas de bajo coste.
- Construir un sensor inercial de bajo coste.
- Evaluar los saltos verticales mediante el sensor inercial de bajo coste desarrollado, y frente a otros sistemas tradicionalmente empleados para esta función.

7. CONCLUSIONES

De la misma forma, y cumplidos los objetivos específicos, también se dan por cumplidos los objetivos operacionales descritos en la sección 1.6, y que se muestran a continuación:

- Diseñar y fabricar una plataforma de fuerza con capacidad de captura de información de saltos verticales.
- Diseñar y fabricar una placa de circuito impreso con un giroscopio, acelerómetro y magnetómetro, que permita capturar la información de un salto vertical.
- Establecer los instantes y fases importantes del salto vertical.
- Generar un algoritmo para el suavizado de datos relativos a los sensores inerciales.
- Extraer los datos relevantes de los saltos de talón y con contramovimiento, con y sin brazos, de forma automática.
- Evaluar los sensores de bajo coste frente al sensor inercial desarrollado.

Por lo tanto, la hipótesis fundamental de esta tesis doctoral se da por validada.

«La aplicación de técnicas estadísticas y de extracción automática de conocimiento puede permitir desarrollar sistemas que, empleando sensores inerciales, permitan la cuantificación del salto vertical manteniendo las prestaciones a un coste muy reducido.»

7.2 Aplicaciones de la investigación

La aplicación de las contribuciones realizadas en la presente tesis doctoral están situadas en el ámbito de la biomecánica, principalmente en el deporte. Se ha empleado el salto vertical por tener aplicación directa sobre las mismas.

En este contexto, el conjunto de contribuciones efectuadas, aun teniendo un claro enfoque al sector deportivo, es extrapolable a otras situaciones y ámbitos donde la biomecánica es un factor muy importante, como es el de la medicina.

En el mundo deportivo, la aplicabilidad es muy elevada por la multitud de deportes existentes. En cada uno de ellos los parámetros biomecánicos

evaluados en el salto son muy diferentes; en atletismo, concretamente en las modalidades de salto de longitud y de altura, el tiempo de vuelo del atleta debe ser máximo, así como su potencia en la fase excéntrica, ya que incidirá directamente sobre la capacidad de salto. En cambio, para deportes donde la fuerza explosiva no sea tan importante, como es el caso de carreras de fondo, donde prima más la resistencia, se tiende a que los parámetros estén equilibrados para que el deportista baje lo mínimo posible su rendimiento a lo largo del tiempo.

Situándose ahora en el sector médico, las posibilidades también dependen de la especialidad. La mayor aplicación se da en la rehabilitación, donde los médicos rehabilitadores y fisioterapeutas disponen de muy pocos sistemas de evaluación de los pacientes. Así, sería posible evaluar las capacidades de una persona con una técnica no invasiva y con unos resultados muy fiables. El claro ejemplo está en un análisis de la marcha, que no dispone de tantas fases como el salto vertical, pero que haría posible su análisis de forma mucho más sencilla y rápida que un pasillo de la marcha, dispositivo muy caro y del que pocos centros hospitalarios y de rehabilitación disponen.

Otro de los sectores, no menos importante, es el del entretenimiento. En este caso la aplicación es muy limitada, ya que únicamente se pretenden capturar datos, gestos, movimientos, con la mayor precisión posible para su posterior digitalización. Dentro de este campo también se encuentran los videojuegos, que mediante la integración de estos sensores, obtendrían un mayor realismo por parte del usuario.

Como se ha podido observar, la aplicación de la tecnología es muy alta, sobre todo por sus capacidades de evaluación, que pueden hacer que nuestra calidad de vida mejore sustancialmente siendo muy interesantes para el sector médico y deportivo.

7.3 Limitaciones

La principal limitación que se ha encontrado durante este proceso de investigación ha sido la inestabilidad a alta frecuencia de los sensores inerciales de bajo coste que existen en el mercado. Esto se debe principalmente a que se trata de una tecnología emergente y necesita aún de un proceso de maduración mayor. En el capítulo 4 se habla de cuáles son las capacidades actuales de los tipos de sensores y dónde se encuentran los límites. De este modo, se puede observar hasta dónde se puede llegar a través de esta investigación.

En el caso concreto tratado, esa limitación tecnológica tiene su reflejo en

el desarrollo realizado. La alta variación de las medidas a altas frecuencias de muestreo, hace que se obtenga una señal con una componente de ruido elevada. Tras analizar el patrón de comportamiento, se determinó que para mediciones milimétricas el sistema no podía ser válido, pero para el caso de captura biomecánica, las mediciones son centimétricas, lo que ha hecho que sea un sistema válido.

Otra limitación, en este caso, el propio proceso matemático de integración, puede hacer que, dependiendo de la información que se desee calcular, se obtenga una variación respecto a la medida real adquirida por otro sistema, el cual se emplea únicamente para ese fin.

7.4 Trabajo futuro

La investigación llevada a cabo durante la ejecución de la presente tesis doctoral, ha abierto nuevas líneas de investigación en la aplicación de los sensores inerciales para la medición de parámetros del salto vertical, siendo interesante continuar el trabajo realizado en estas cuatro líneas detectadas.

- **Captura de parámetros tridimensionales**

En esta primera línea de investigación, dado el potencial de que los sensores inerciales disponen [PMBH⁺10] y su constante evolución, tal y como se ha podido observar en la sección 2.3, sería necesario continuar el trabajo obteniendo información tridimensional de los sensores inerciales, para hacer un estudio del salto vertical aún más completo. Las bases aquí calculadas en la sección 6.1.1.2 para el cálculo de la altura, empleando los cuaterniones, se podrían utilizar como inicio para la mejora del algoritmo. La complejidad se eleva al pasar de un único eje a tres ejes. De esta forma, se podría obtener información relevante, como serían las fuerzas anteroposteriores o frontolaterales, que deberían tender a cero en sus ejes horizontales, para el máximo aprovechamiento de la energía vertical durante el salto.

- **Red de sensores**

Dado el auge de las redes de sensores en otras aplicaciones, ésta segunda línea de trabajo futuro hace especial hincapié en la creación de una red de sensores específicamente diseñados para la captura en biomecánica. Los sensores existentes se emplean, en la mayor parte de las ocasiones, para captura en el ámbito del entretenimiento, con unas características

específicas, pero que los hacen poco eficientes cuando se desea utilizar para el ámbito del deporte. Con el desarrollo llevado a cabo para la captura del centro de gravedad del atleta, sería necesario extrapolar el sistema a un análisis de las articulaciones; así, empleando sensores en pie, tobillo, rodilla y cadera, se obtendría una completa monitorización del tren inferior [CVGMW10], y por tanto, un análisis mucho más exhaustivo del deportista, que podría incluir, además del análisis del comportamiento en el salto vertical, el análisis de la marcha para rehabilitación médica [HSB⁺13].

- **Integración con simulador**

Esta tercera línea de investigación detectada la componen las nuevas capacidades en simulación muscular mediante ordenador [DAA⁺07]. El software creado por el *National NIH Center for Biomedical Computing* de Standfor, en el Reino Unido, denominado *OpenSim*, ha sido ampliamente empleado por la comunidad científica. La integración de los datos obtenidos por el sensor inercial ayudaría a evaluar el salto desde el punto de vista muscular, y a realizar con ello un análisis de la tendencia a la lesión, al ser capaz de ver una simulación del funcionamiento de los músculos en el salto. De igual forma, y enlazándolo con la anterior línea de investigación, las posibilidades de obtener información de diversas articulaciones, dan un salto cualitativo en los sistemas que se están empleando en la actualidad.

- **Validación frente a un gold-estándar**

Como última línea de trabajo futuro, se ha visto la necesidad de validación de un sistema más complejo mediante otro anteriormente homologado. La validación se ha realizado empleando dispositivos de captura de bajo coste que realizan mediciones aproximadas, centimétricas, comparándolo con los sistemas comerciales certificados que ofrecen resolución milimétrica [TB10]. Al realizar el desarrollo en los tres ejes, la validación debiera realizarse mediante los sistemas comerciales valorados como gold-estándar, y que tienen validez científica y médica, pero cuyo coste y acceso es muy limitado. Los sistemas de comparación en este caso se reducirían a 2, ya que el encoder léneal y la plataforma de contactos sólo muestran información unidimensional. La plataforma de fuerzas triaxial y el sistema óptico mediante varias cámaras serían los únicos con capacidad de validación.

7.5 Consideraciones finales

Los sistemas de captura de movimiento han evolucionado enormemente en los últimos años por el avance ocurrido en la electrónica. El último impulso lo han dado los sensores inerciales, unos sensores empleados desde hace años en el sector aeronáutico y que, con la aparición de los teléfonos inteligentes, han reducido su tamaño, precio y mejorado sus prestaciones. Se abre una nueva era donde los sistemas tradicionales de captura de movimiento, como son las plataformas de fuerzas y los sistemas ópticos, se están viendo desplazados por esos nuevos dispositivos. En esta tesis doctoral se ha evaluado la capacidad de un sensor inercial de bajo coste frente a los sistemas de captura tradicionales, empleando como caso de uso el salto vertical.

La evolución y revolución que estamos viviendo, harán cambiar la forma de analizar a los deportistas en su ámbito, pero más importante aún, en el ámbito médico y de rehabilitación supondrán una mejora en la calidad de vida de los pacientes con problemas mecánicos, ya que de continuar progresando así, cada usuario podrá disponer de uno de ellos para valorar su progresión física, lo que posibilitará que un profesional sanitario le ayude con su rehabilitación.

APÉNDICE



HOJA DE INFORMACIÓN

TITULO DEL PROYECTO: Validación de un sistema de captura de movimiento y análisis biomecánico basado en sensores inerciales.

INVESTIGADOR PRINCIPAL: Sendoa Rojas Lertxundi. DNI: 45.679.135-P. Centro: Universidad de Deusto. Facultad de Ingeniería. DeustoTech-Computing.

INVESTIGADOR COLABORADOR: Ion Lascurain Aguirrebeña. DNI: 15.391.057-D. Centro: Laboratorio de Cinesiología y Motricidad. Facultad de Medicina y Odontología de la UPV-EHU.

DESCRIPCIÓN GENERAL: Le solicitamos su consentimiento para participar en un estudio del que le informamos a continuación. Antes de decidir si quiere participar o no, le rogamos lea detenidamente este documento que incluye la información sobre este proyecto. Puede formular todas las preguntas que le surjan y solicitar cualquier aclaración sobre cualquier aspecto del mismo.

PROPÓSITO DEL ESTUDIO: Validar un sistema de captura de movimiento y análisis biomecánico basado en sensores inerciales.

EXPLICACIÓN DEL ESTUDIO: Se medirá el movimiento del pie, tobillo, rodilla y cadera en las siguientes acciones motrices: carrera, carrera en zig-zag, salto vertical con y sin la ayuda de los brazos para tomar impulso. Para realizarlo se colocarán cuatro sensores inerciales en las articulaciones mencionadas,

A. HOJA DE INFORMACIÓN

junto al mismo número de marcadores pasivos para realizar la captura en los dos sistemas simultáneamente. Se pedirá a la persona que realice las tareas arriba mencionadas repetidas entre cinco y diez veces, según la calidad de los datos obtenidos.

Cada participante sólo necesitará asistir a una única sesión. Se espera que ésta no dure más de dos horas. Las mediciones son totalmente indoloras para el participante y se realizarán en el Laboratorio de Cinesiología y Motricidad, Facultad de Medicina y Odontología de la UPV-EHU.

No hay contraprestación económica de ningún tipo.

BENEFICIO: Los datos recogidos en el estudio derivarán en un mayor conocimiento de los sensores inerciales aplicados a la motricidad humana.

Su participación en este estudio es completamente voluntaria.

TRATAMIENTO DE LOS DATOS Y CONFIDENCIALIDAD: Se solicita su consentimiento para utilizar sus datos en el desarrollo de este proyecto. A efectos del estudio, tanto los datos personales (edad, sexo..) como los relativos a la posición de las extremidades inferiores frente al tiempo, se recogerán empleando un procedimiento de codificación y guardado en un archivo informático protegido con contraseña, siendo el investigador colaborador (Ion Lascurain) el responsable de este fichero. Se le asignará un código numérico; este código será empleado para identificar sus datos, sin hacer constar ningún otro dato identificativo. Sólo el investigador colaborador podrá relacionar estos datos con usted, siendo éste el responsable de custodiar esta información y el documento de consentimiento, garantizando el cumplimiento de su voluntad en relación a su participación en esta investigación. Estos datos serán cedidos por la U.P.V./E.H.U. a la Universidad de Deusto para la realización del estudio y según las condiciones anexas al documento.

La información será procesada durante el análisis de los resultados obtenidos y aparecerá en los informes finales. En ningún caso será posible identificarle, garantizándole la confidencialidad de la información obtenida, en cumplimiento de la legislación vigente.

Los datos personales que nos ha facilitado para este proyecto de investigación serán tratados con absoluta confidencialidad de acuerdo con la Ley de Protección de Datos. Sus datos se incluirán en el fichero de la UPV-EHU de referencia “INA-Estudios de mecanismos de acción de intervenciones de fisioterapia” y sólo se utilizarán para los fines del proyecto. Puede consultar en cualquier momento los datos que nos ha facilitado o solicitarnos que rectifiquemos o cancelemos sus datos, o simplemente que no los utilicemos para algún fin concreto de esta investigación. La manera de hacerlo es dirigiéndose al Responsable de Seguridad LOPD de la UPV/EHU, Rectorado, Barrio

Sarriena s/n, 48940-Leioa-Bizkaia. Para más información sobre Protección de Datos le recomendamos consultar la página web: www.ehu.es/babestu.

REVOCACIÓN DEL CONSENTIMIENTO: En cualquier momento usted puede revocar el consentimiento otorgado sin necesidad de dar explicaciones, pudiendo solicitar su destrucción o la anonimización. En este caso, no se recogerán nuevos datos después del abandono del estudio. Esta revocación puede realizarla ante el investigador principal, cuyo lugar de trabajo es la Universidad de Deusto, Facultad de Ingeniería (DeustoTech).

ACCESO A LA INFORMACIÓN. El investigador principal le comunicará en todo momento la relevancia de los resultados y datos obtenidos. Así mismo, puede solicitar una copia de los resultados generales que se obtengan de la investigación.

PARA MÁS INFORMACIÓN sobre el estudio, puede ponerse en contacto con el investigador principal:

Sendoa Rojas Lertxundi
Deustuko Unibertsitatea – Universidad de Deusto
Facultad de Ingeniería – DeustoTech Computing
Av. Las universidades 24
48007 Bilbao
Email: srojas@deusto.es
Teléfono: 944139000

APÉNDICE

B

SOLICITUD DE INFORMACIÓN DEL ESTUDIO

INVESTIGADOR PRINCIPAL: Sendoa Rojas Lertxundi. DNI: 45.679.135-P. Centro: Universidad de Deusto. Facultad de Ingeniería. DeustoTech-Computing.

INVESTIGADOR COLABORADOR: Ion Lascurain Aguirrebeña. DNI: 15.391.057-D. Centro: Laboratorio de Cinesiología y Motricidad. Facultad de Medicina y Odontología de la UPV-EHU.

Yo con DNI de-
seo se me informe de los resultados obtenidos de la captura de datos realizada
para el proyecto de investigación titulado “Validación de un sistema de cap-
tura de movimiento y análisis biomecánico basado en sensores inerciales”.

La información de contacto por la que deseo recibir los resultados es:

☐ Correo electrónico:

☐ Teléfono:

☐ Correo ordinario:

.....

Nombre y apellidos.

D.N.I.

Fecha Firma del participante

Bibliografía

- [Ale12] Utku Alemdaroğlu. The relationship between muscle strength, anaerobic performance, agility, sprint ability and vertical jump performance in professional basketball players. *Journal of human kinetics*, 31:149–158, 2012.
- [ARJ09] Amin Ahmadi, David Rowlands, y Daniel Arthur James. Towards a wearable device for skill assessment and skill acquisition of a tennis player during the first serve. *Sports Technology*, 2(3-4):129–136, 2009.
- [BAB⁺11] Carmen MN Brigante, Nunzio Abbate, Adriano Basile, Alessandro Carmelo Faulisi, y Salvatore Sessa. Towards miniaturization of a mems-based wearable motion capture system. *Industrial Electronics, IEEE Transactions on*, 58(8):3234–3241, 2011.
- [Bac99] Arnold Baca. A comparison of methods for analyzing drop jump performance. *Medicine and science in sports and exercise*, 31(3):437–442, 1999.
- [BBS⁺08] Stacy J Morris Bamberg, Ari Y Benbasat, Donna Moxley Scarborough, David E Krebs, Joseph Paradiso, et al. Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system. *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, 12(4):413–423, 2008.
- [BDU⁺99] Eric R Bachmann, I Duman, UY Usta, Robert B McGhee, XP Yun, y MJ Zyda. Orientation tracking for humans and robots using inertial sensors. En *Computational Intelligence in Robotics and Automation, 1999. CIRA'99. Proceedings*.

BIBLIOGRAFÍA

- 1999 *IEEE International Symposium on*, páginas 187–194. IEEE, 1999.
- [BHW⁺12] Joonbum Bae, Kevin Haninger, Dennis Wai, Xochitl Garcia, y Masayoshi Tomizuka. A network-based monitoring system for rehabilitation. En *Advanced Intelligent Mechatronics (AIM), 2012 IEEE/ASME International Conference on*, páginas 232–237. IEEE, 2012.
- [BKT⁺83] C Bosco, PV Komi, J Tihanyi, Gy Fekete, y P Apor. Mechanical power test and fiber composition of human leg extensor muscles. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 51(1):129–135, 1983.
- [Blu] SIG Bluetooth. Bluetooth core especification v. 4.0 (2010).
- [BOTB10] Duncan S Buchan, Stewart Ollis, Non E Thomas, y Julien S Baker. The influence of a high intensity physical activity intervention on a selection of health related outcomes: an ecological approach. *BMC Public Health*, 10(1):8, 2010.
- [Bre07] Christoph Bregler. Motion capture technology for entertainment [in the spotlight]. *Signal Processing Magazine, IEEE*, 24(6):160–158, 2007.
- [BS02] Juan José González Badillo y Juan Ribas Serna. *Bases de la programación del entrenamiento de fuerza*, tomo 308. Inde, 2002.
- [BV10] Ryan Burchfield y S Venkatesan. A framework for golf training using low-cost inertial sensors. En *Body Sensor Networks (BSN), 2010 International Conference on*, páginas 267–272. IEEE, 2010.
- [CAFK09] Steven H Collins, Peter G Adamczyk, Daniel P Ferris, y Arthur D Kuo. A simple method for calibrating force plates and force treadmills using an instrumented pole. *Gait & posture*, 29(1):59–64, 2009.
- [CFC⁺13] Julien Chardonens, Julien Favre, Florian Cuendet, Gérald Gremion, y Kamiar Aminian. A system to measure the kinematics during the entire ski jump sequence using inertial sensors. *Journal of biomechanics*, 46(1):56–62, 2013.

- [CFG⁺10] Andrea Giovanni Cutti, Alberto Ferrari, Pietro Garofalo, Michele Raggi, Angelo Cappello, y Adriano Ferrari. ‘outwalk’: a protocol for clinical gait analysis based on inertial and magnetic sensors. *Medical & biological engineering & computing*, 48(1):17–25, 2010.
- [CFJW07] Nick Crampton, Kaitlyn Fox, Hannah Johnston, y Anthony Whitehead. Dance, dance evolution: Accelerometer sensor networks as input to video games. En *Haptic, Audio and Visual Environments and Games, 2007. HAVE 2007. IEEE International Workshop on*, páginas 107–112. IEEE, 2007.
- [CKO⁺11] Damien Connaghan, Philip Kelly, Noel E O’Connor, Mark Gaffney, Michael Walsh, y Cian O’Mathuna. Multi-sensor classification of tennis strokes. En *Sensors, 2011 IEEE*, páginas 1437–1440. IEEE, 2011.
- [CLZ14] Fucheng Cao¹², Xin Li, y Xilu Zhao. 3d gait analysis based on uwb wireless body area networks. *International Conference on Mechatronics, Control and Electronic Engineering (MCE 2014)*, 2014.
- [CMJJ12] Thomas O Clanton, Lauren M Matheny, Hannah C Jarvis, y Anastasia B Jeronimus. Return to play in athletes following ankle injuries. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, página 1941738112463347, 2012.
- [CMS14] John Cockcroft, Jan Henning Muller, y Cornie Scheffer. A novel complimentary filter for tracking hip angles during cycling using wireless inertial sensors and dynamic acceleration estimation. *Sensors Journal, IEEE*, 14(8):2864–2871, 2014.
- [Coc11] Stephen John Cockcroft. *An evaluation of inertial motion capture technology for use in the analysis and optimization of road cycling kinematics*. Tesis Doctoral, Stellenbosch: University of Stellenbosch, 2011.
- [CSD13] Nguyen Khoa Nam Cao, Young Soo Suh, y Quoc Khanh Dang. 3d dynamics analysis of a golf full swing by fusing inertial sensor and vision data. En *Control, Automation and Systems (ICCAS), 2013 13th International Conference on*, páginas 1300–1303. IEEE, 2013.

BIBLIOGRAFÍA

- [CVGMW10] Antonio I Cuesta-Vargas, Alejandro Galán-Mercant, y Jonathan M Williams. The use of inertial sensors system for human motion analysis. *Physical Therapy Reviews*, 15(6):462–473, 2010.
- [DAA⁺07] Scott L Delp, Frank C Anderson, Allison S Arnold, Peter Loan, Ayman Habib, Chand T John, Eran Guendelman, y Darryl G Thelen. Opensim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 54(11):1940–1950, 2007.
- [DBF12] X De Blas Floix. *Proyecto Chronojump-Boscosystem. Herramienta libre para el estudio cinemático del salto vertical*. Tesis Doctoral, Tesis Doctoral, 2012.
- [Dem55] Wilfrid Taylor Dempster. Space requirements of the seated operator: geometrical, kinematic, and mechanical aspects of the body, with special reference to the limbs. 1955.
- [DFA12] Ariel V Dowling, Julien Favre, y Thomas P Andriacchi. Inertial sensor-based feedback can reduce key risk metrics for anterior cruciate ligament injury during jump landings. *The American journal of sports medicine*, 40(5):1075–1083, 2012.
- [dH64] Declaración de Helsinki. Asociación médica mundial. *Principios éticos para la investigación médica con sujetos humanos. Adoptada por la XVII Asamblea Mundial de la Asociación Médica Mundial. Helsinki, Finlandia*, 1964.
- [DL96] Paolo De Leva. Adjustments to zatsiorsky-seluyanov’s segment inertia parameters. *Journal of biomechanics*, 29(9):1223–1230, 1996.
- [DM83] Antonio Dal Monte. *La valutazione funzionale dell’átleta*. Sansoni Editore, 1983.
- [DMA14] Farzin Dadashi, Gregoire P Millet, y Kamiar Aminian. Estimation of front-crawl energy expenditure using wearable inertial measurement units. *Sensors Journal, IEEE*, 14(4):1020–1027, 2014.

- [DV93] James J Dowling y Lydia Vamos. Identification of kinetic and temporal factors related to vertical jump performance. *Journal of Applied Biomechanics*, 9:95–95, 1993.
- [DVVBVDH09] WHK De Vries, HEJ Veeger, CTM Baten, y FCT Van Der Helm. Magnetic distortion in motion labs, implications for validating inertial magnetic sensors. *Gait & posture*, 29(4):535–541, 2009.
- [E⁺93] F Esparza et al. Manual de cineantropometría. *Mono-grafías Femed. 1ª ed. Navarra: Grupo Español de Cineantropometría (GREC)*, 1993.
- [FGB12] Blas Foix y Míriam Guerra Balic. Proyecto chronojump-boscosystem. herramienta informática libre para el estudio cinemático del salto vertical: medición del tiempo, detección del ángulo de flexión sin marcadores y elaboración de tablas de percentiles. *n/a*, 2012.
- [FM74] Edward L Fox y Donald K Mathews. *Interval Training: Conditioning for Sports and General Fitness. Par Edward L. fox Et Donald K. Mathews. Illus. Par Nancy Allison Close*. Saunders, 1974.
- [FMM⁺10] Kevin R Ford, Gregory D Myer, Paula G Melson, Shannon C Darnell, Hermine I Brunner, y Timothy E Hewett. Land-jump performance in patients with juvenile idiopathic arthritis (jia): a comparison to matched controls. *International journal of rheumatology*, 2009, 2010.
- [FPW⁺00] PS Fairburn, R Palmer, J Whybrow, S Fielden, y S Jones. A prototype system for testing force platform dynamic performance. *Gait & posture*, 12(1):25–33, 2000.
- [FS10] Gianni Fenu y Gary Steri. Imu based post-traumatic rehabilitation assessment. En *Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL), 2010 3rd International Symposium on*, páginas 1–5. IEEE, 2010.
- [FSW91] U Frick, D Schmidtbleicher, y C Wörn. Comparison of biomechanical methods for determining the height of vertical jumps, 1991.

BIBLIOGRAFÍA

- [GBSM10] JJ González-Badillo y L Sánchez-Medina. Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *Int J Sports Med*, 31:347–352, 2010.
- [Ger34] PH Gerrish. *A dynamical analysis of the standing vertical jump*. Tesis Doctoral, Ph. D. thesis, Teacher College, Columbia University, 1934.
- [GGBRS12] Moshe Gabel, Ran Gilad-Bachrach, Erin Renshaw, y Assaf Schuster. Full body gait analysis with kinect. En *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, páginas 1964–1967. IEEE, 2012.
- [GJ11] Hassan Ghasemzadeh y Roozbeh Jafari. Coordination analysis of human movements with body sensor networks: A signal processing model to evaluate baseball swings. *Sensors Journal, IEEE*, 11(3):603–610, 2011.
- [GLPRM⁺03] Juan García-López, J Peleteiro, JA Rodríguez-Marroyo, JC Morante, y JG Villa. Validación biomecánica de un método para estimar la altura de salto a partir del tiempo de vuelo. *Archivos de medicina del deporte*, 20(93):28–34, 2003.
- [GMN⁺97] N Gusi, M Marina, J Nogués, A Valenzuela, S Nácher, y FA Rodríguez. Validez comparativa y fiabilidad de dos métodos para la valoración de la fuerza de salto vertical. *Apunts. Medicina de l'Esport*, 32(126):271–278, 1997.
- [Gol80] Muzio M Gola. Mechanical design, constructional details and calibration of a new force plate. *Journal of biomechanics*, 13(2):113–128, 1980.
- [Gon96] JL González. Alternativa instrumental al test repeat jump de bosco: El pulsador plantar perfeccionado. *Tesina de Llicenciatura llegida en el INEF de Castella i Lleó. Laboratori de Biomecànica*. León, 1996.
- [GSL⁺14] Matthias Gilgien, Jörg Spörri, Philippe Limpach, Alain Geiger, y Erich Müller. The effect of different global navigation satellite system methods on positioning accuracy in elite alpine skiing. *Sensors*, 14(10):18433–18453, 2014.

- [GWWE14] BH Groh, N Weeger, F Warschun, y BM Eskofier. Simplified orientation determination in ski jumping using inertial sensor data. En *Inertial Sensors and Systems Symposium (ISS), 2014 DGON*, páginas 1–11. IEEE, 2014.
- [Haa00] Jaap C Haartsen. The bluetooth radio system. *Personal Communications, IEEE*, 7(1):28–36, 2000.
- [Hat98] Herbert Hatze. Validity and reliability of methods for testing vertical jumping performance. *Journal of Applied Biomechanics*, 14:127–140, 1998.
- [Hay85] James G Hay. *The biomechanics of sports techniques*. Prentice Hall, 1985.
- [HBMS11] Thomas Helten, Heike Brock, Meinard Müller, y Hans-Peter Seidel. Classification of trampoline jumps using inertial sensors. *Sports Engineering*, 14(2-4):155–164, 2011.
- [Heg81] Norman C Heglund. Force-plate to measure ground reaction forces. *Biol*, 93:333–338, 1981.
- [HH12] Kei Hirose y Tomoyuki Higuchi. Creating facial animation of characters via mocap data. *Journal of Applied Statistics*, 39(12):2583–2597, 2012.
- [HKL12] Hossein Mousavi Hondori, Maryam Khademi, y Cristina Videira Lopes. Monitoring intake gestures using sensor fusion (microsoft kinect and inertial sensors) for smart home tele-rehab setting. En *2012 1st Annual IEEE Healthcare Innovation Conference*. 2012.
- [HLSH14] Kim Hébert-Losier, Matej Supej, y Hans-Christer Holmberg. Biomechanical factors influencing the performance of elite alpine ski racers. *Sports Medicine*, 44(4):519–533, 2014.
- [HMV91] C Hertogh, JP Micallef, y F Vaissière. Test d’évaluation de la puissance maximale. *Science & sports*, 6(3):185–191, 1991.
- [HS14] Xinyao Hu y Gim Song Soh. A study on estimation of planar gait kinematics using minimal inertial measurement units and inverse kinematics. En *Engineering in Medicine and Biology*

BIBLIOGRAFÍA

- Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE*, páginas 6911–6914. IEEE, 2014.
- [HSB⁺13] Abdelkrim Hadjidj, Marion Souil, Abdelmadjid Bouabdallah, Yacine Challal, y Henry Owen. Wireless sensor networks for rehabilitation applications: Challenges and opportunities. *Journal of Network and Computer Applications*, 36(1):1–15, 2013.
- [Ign90] MB Ignagni. Optimal strapdown attitude integration algorithms. *Journal of Guidance, Control, and Dynamics*, 13(2):363–369, 1990.
- [IKMS13] Yuki Ibata, Seiji Kitamura, Kosuke Motoi, y Koichi Saga-wa. Measurement of three-dimensional posture and trajectory of lower body during standing long jumping utilizing body-mounted sensors. En *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*, páginas 4891–4894. IEEE, 2013.
- [JC10] YoungKee Jung y ByungRae Cha. Gesture recognition based on motion inertial sensors for ubiquitous interactive game contents. *IETE Technical review*, 27(2):158–166, 2010.
- [JKK14] Vladimir Joukov, Michelle Karg, y Dana Kulic. Online tracking of the lower body joint angles using imus for gait rehabilitation. En *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE*, páginas 2310–2313. IEEE, 2014.
- [JMODG05] Emil Jovanov, Aleksandar Milenkovic, Chris Otto, y Piet C De Groen. A wireless body area network of intelligent motion sensors for computer assisted physical rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and rehabilitation*, 2(1):6, 2005.
- [Kal60] Rudolph Emil Kalman. A new approach to linear filtering and prediction problems. *Journal of Fluids Engineering*, 82(1):35–45, 1960.
- [KB78] Paavo V Komi y Carmelo Bosco. Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Medicine and science in sports*, 10(4):261–265, 1978.

- [KDH12] Akiko Kondo, Hitoshi Doki, y Kiyoshi Hirose. An attempt of a new motion measurement method for alpine ski turns using inertial sensors. *Procedia Engineering*, 34:421–426, 2012.
- [Kib98] Armin Kibele. Possibilities and limitations in the biomechanical analysis of countermovement jumps: A methodological study. *Journal of Applied Biomechanics*, 14:105–117, 1998.
- [KKH⁺12] Sebastian Kopf, R Kauert, J Halfpaap, Tobias Jung, y R Becker. A new quantitative method for pivot shift grading. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20(4):718–723, 2012.
- [KKSS14] Richard Kirby, Lars Karlöf, y AS Swix Sport. Evaluating ski friction as a function of velocity using optical flow and hall effect sensors. *Science and Skiing VI*, 2014.
- [KSC⁺13] Weisheng Kong, Salvatore Sessa, Sarah Cosentino, Massimiliano Zecca, Kazuyuki Saito, Chingyue Wang, U Imtiaz, Zhiyun Lin, Luca Bartolomeo, Hiroyuki Ishii, et al. Development of a real-time imu-based motion capture system for gait rehabilitation. En *Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2013 IEEE International Conference on*, páginas 2100–2105. IEEE, 2013.
- [Kui99] Jack B Kuipers. *Quaternions and rotation sequences*, tomo 66. Princeton university press Princeton, 1999.
- [KYPN08] Kevin King, SW Yoon, NC Perkins, y K Najafi. Wireless mems inertial sensor system for golf swing dynamics. *Sensors and Actuators A: Physical*, 141(2):619–630, 2008.
- [LAVEM87] DW Lywood, DJ Adams, A Van Eyken, y JM Macpherson. Small, triaxial force plate. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 25(6):698–701, 1987.
- [LBTJ11] James Bruce Lee, Brendan J Burkett, David Victor Thiel, y Daniel Arthur James. Inertial sensor, 3d and 2d assessment of stroke phases in freestyle swimming. *Procedia Engineering*, 13:148–153, 2011.
- [LE06] James Lenz y Alan S Edelstein. Magnetic sensors and their applications. *Sensors Journal, IEEE*, 6(3):631–649, 2006.

BIBLIOGRAFÍA

- [LF94] Adrian Lees y Emad Fahmi. Optimal drop heights for plyometric training. *Ergonomics*, 37(1):141–148, 1994.
- [LHW⁺11] Daniel TH Lai, Mirco Hetchl, XiaoChen Wei, Kevin Ball, y Patrick McLaughlin. On the difference in swing arm kinematics between low handicap golfers and non-golfers using wireless inertial sensors. *Procedia Engineering*, 13:219–225, 2011.
- [Lin01] Nicholas P Linthorne. Analysis of standing vertical jumps using a force platform. *American Journal of Physics*, 69(11):1198–1204, 2001.
- [LIS⁺14] T Liu, Y Inoue, K Shibata, K Shiojima, y MM Han. Triaxial joint moment estimation using a wearable three-dimensional gait analysis system. *Measurement*, 47:125–129, 2014.
- [LLG⁺14a] David R Labbé, Di Li, Guy Grimard, Jacques A de Guise, y Nicola Hagemeister. Quantitative pivot shift assessment using combined inertial and magnetic sensing. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, páginas 1–9, 2014.
- [LLG⁺14b] Alberto Leardini, Giada Lullini, Sandro Giannini, Lisa Berti, Maurizio Ortolani, y Paolo Caravaggi. Validation of the angular measurements of a new inertial-measurement-unit based rehabilitation system: comparison with state-of-the-art gait analysis. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 11(1):1–7, 2014.
- [LMB10] James B Lee, Rebecca B Mellifont, y Brendan J Burkett. The use of a single inertial sensor to identify stride, step, and stance durations of running gait. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(2):270–273, 2010.
- [LSAB10] James B Lee, Kattie J Sutter, Christopher D Askew, y Brendan J Burkett. Identifying symmetry in running gait using a single inertial sensor. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(5):559–563, 2010.
- [LSB⁺12] Nicola Lopomo, Cecilia Signorelli, Tommaso Bonanzinga, Giulio Maria Marcheggiani Muccioli, Andrea Visani, y Stefano Zaffagnini. Quantitative assessment of pivot-shift using

- inertial sensors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20(4):713–717, 2012.
- [Mad10] Sebastian OH Madgwick. An efficient orientation filter for inertial and inertial/magnetic sensor arrays. *Report x-io and University of Bristol (UK)*, 2010.
- [Mar86] FJ Martín. Métodos de valoración del metabolismo anaeróbico. *Archivos de Medicina del Deporte*, 3(9):71–74, 1986.
- [Mar93] M Martínez. Descripción de un sistema de control y análisis del gesto deportivo en situaciones de elección. En *Congreso Mundial deficiencias de la Actividad Física y el Deporte*. 1993.
- [Mar08] Luis Casáis Martínez. Revisión de las estrategias para la prevención de lesiones en el deporte desde la actividad física. *Apunts. Medicina de lésport*, 43(157):30–40, 2008.
- [MBB⁺14] Caroline Martin, Benoit Bideau, Nicolas Bideau, Guillaume Nicolas, Paul Delamarche, y Richard Kulpa. Energy flow analysis during the tennis serve comparison between injured and noninjured tennis players. *The American journal of sports medicine*, página 0363546514547173, 2014.
- [MBH⁺14] Sinziana Mazilu, Ulf Blanke, Michael Hardegger, Gerhard Troster, Eran Gazit, Moran Dorfman, y Jeffrey M Hausdorff. Gaitassist: A wearable assistant for gait training and rehabilitation in parkinson’s disease. En *Pervasive Computing and Communications Workshops (PERCOM Workshops), 2014 IEEE International Conference on*, páginas 135–137. IEEE, 2014.
- [MC12] Andrea Masiero y Angelo Cenedese. On triangulation algorithms in large scale camera network systems. En *American Control Conference (ACC), 2012*, páginas 4096–4101. IEEE, 2012.
- [MD91] Craig McDonald y Jesus Dapena. Linear kinematics of the men’s 110-m and women’s 100-m hurdles races. *Medicine and science in sports and exercise*, 23(12):1382–1391, 1991.

BIBLIOGRAFÍA

- [MF15] Bojan Milosevic y Elisabetta Farella. Wearable inertial sensor for jump performance analysis. En *Proceedings of the 2015 workshop on Wearable Systems and Applications*, páginas 15–20. ACM, 2015.
- [MHP08] Robert Mahony, Tarek Hamel, y Jean-Michel Pflimlin. Non-linear complementary filters on the special orthogonal group. *Automatic Control, IEEE Transactions on*, 53(5):1203–1218, 2008.
- [MHR⁺10] Benoit Mariani, Constanze Hoskovec, Stephane Rochat, Christophe Büla, Julien Penders, y Kamiar Aminian. 3d gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors. *Journal of biomechanics*, 43(15):2999–3006, 2010.
- [MKK90] William McArdle, FI Katch, y VL Katch. Fisiología del ejercicio. *Energía, nutrición y rendimiento humano*, 2:119–36, 1990.
- [MKU⁺01] D Matavulj, M Kukolj, D Ugarkovic, J Tihanyi, y S Jaric. Effects of plyometric training on jumping performance in junior basketball players. *Journal of sports medicine and physical fitness*, 41(2):159, 2001.
- [MOT90] Toshio Moritani, Lars Oddson, y Alf Thorstensson. Electromyographic evidence of selective fatigue during the eccentric phase of stretch/shortening cycles in man. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 60(6):425–429, 1990.
- [MSB⁺14] Tony Monnet, Mathias Samson, Anthony Bernard, Laurent David, y Patrick Lacouture. Measurement of three-dimensional hand kinematics during swimming with a motion capture system: a feasibility study. *Sports Engineering*, 17(3):171–181, 2014.
- [MTA⁺95] H Mijares, SH Torres, J Alonso, N Hernández, y J Garmendia. La composición fibrilar y las pruebas de wingate y el ergosalto en atletas. *Arch Med Dep*, 12(45):17–21, 1995.

- [MTGL⁺00] JL Mauriz, B Tabernero, J Garcia-Lopez, F Jorquera, JG Villa, y J Gonzalez-Gallego. Physical exercise and improvement of liver oxidative metabolism in the elderly. *European journal of applied physiology*, 81(1-2):62–66, 2000.
- [MVGF15] Fabricio Anicio de Magalhaes, Giuseppe Vannozzi, Giorgio Gatta, y Silvia Fantozzi. Wearable inertial sensors in swimming motion analysis: a systematic review. *Journal of sports sciences*, 33(7):732–745, 2015.
- [NET14] Nikolai B Nordsborg, Hugo G Espinosa, y David V Thiel. Estimating energy expenditure during front crawl swimming using accelerometers. *Procedia Engineering*, 72:132–137, 2014.
- [NOM⁺00] Kevin Norton, Tim Olds, Juan Carlos Mazza, Gabriela Cuesta, y Miguel Palma. *Antropométrica: un libro de referencia sobre mediciones corporales humanas para la educación en deportes y salud*. Biosystem Servicio Educativo, 2000.
- [PCC11] Pietro Picerno, Valentina Camomilla, y Laura Capranica. Countermovement jump performance assessment using a wearable 3d inertial measurement unit. *Journal of sports sciences*, 29(2):139–146, 2011.
- [PHS13] Neeti Pathare, Esther M Haskvitz, y Marjane Selleck. Comparison of measures of physical performance among young children who are healthy weight, overweight, or obese. *Pediatric Physical Therapy*, 25(3):291–296, 2013.
- [PKE⁺06] John Payne, Paul Keir, Jocelyn Elgoyhen, Mairghread McLundie, Martin Naef, Martyn Horner, y Paul Anderson. Gameplay issues in the design of spatial 3d gestures for video games. En *CHI'06 extended abstracts on Human factors in computing systems*, páginas 1217–1222. ACM, 2006.
- [Pla66] Stanley C Plagenhoef. Methods for obtaining kinetic data to analyze human motions. *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation*, 37(1):103–112, 1966.

BIBLIOGRAFÍA

- [PMBH⁺10] Gerard Pons-Moll, Andreas Baak, Thomas Helten, Meinard Müller, Hans-Peter Seidel, y Bodo Rosenhahn. Multisensor-fusion for 3d full-body human motion capture. En *Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR), 2010 IEEE Conference on*, páginas 663–670. IEEE, 2010.
- [PPB⁺12] Shyamal Patel, Hyung Park, Paolo Bonato, Leighton Chan, Mary Rodgers, et al. A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. *J Neuroeng Rehabil*, 9(12):1–17, 2012.
- [PWG⁺14] Lydia K Philpott, Sam Weaver, D Gordon, Paul P Conway, Andrew West, et al. Assessing wireless inertia measurement units for monitoring athletics sprint performance. En *SENSORS, 2014 IEEE*, páginas 2199–2202. IEEE, 2014.
- [Ram06] James O Ramsay. *Functional data analysis*. Wiley Online Library, 2006.
- [RGR⁺12] Bernardo Requena, Inmaculada García, Francisco Requena, Eduardo Saez-Saez de Villarreal, y Mati Pääsuke. Reliability and validity of a wireless microelectromechanicals based system (keimoveTM) for measuring vertical jumping performance. *Journal of sports science & medicine*, 11(1):115, 2012.
- [Riu13] Josep Maria Padullés Riu. Valoración de los parámetros mecánicos de carrera. desarrollo de un nuevo instrumento de medición. *Apunts. Educación física y deportes*, 4(114):79, 2013.
- [RLS09] Daniel Roetenberg, Henk Luinge, y Per Slycke. Xsens mvn: full 6dof human motion tracking using miniature inertial sensors. *Xsens Motion Technologies BV, Tech. Rep*, 2009.
- [RVR⁺12] R Rauch, LN Veilleux, F Rauch, D Bock, E Welisch, G Filler, T Robinson, E Burrill, y K Norozi. Muscle force and power in obese and overweight children. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 12(2):80–83, 2012.
- [SAB92] Arie Selinger y Joan Ackermann-Blount. *Power volleyball*. Vigot, 1992.

- [Sar21] Dudley A Sargent. The physical test of a man. *American Physical Education Review*, 26(4):188–194, 1921.
- [SB93] P Sebert y L Barthelemy. Puissance anaérobie alactique et détente verticale: mesure ou calcul? *Science & sports*, 8(4):269–270, 1993.
- [SBD⁺90] P Sebert, L Barthelemy, Y Dietman, C Douguet, y J Boulay. A simple device for measuring a vertical jump: description and results. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 61(3-4):271–273, 1990.
- [Sch92] Diertmar Schmidbleicher. Training for power events. *Strength and power in sport*, 1:381–395, 1992.
- [SGA⁺15] Igor Setuain, Miriam Gonzalez, Jesús Alfaro, Esteban Gorostiaga, y Mikel Izquierdo. Acceleration and orientation jumping performance differences among elite professional male handball players with or without previous acl reconstruction: An inertial sensor unit-based study. *PM and R*, 2015.
- [SHS14] Yo Shih, Chih-Shan Ho, y Tzyy-Yuang Shiang. Measuring kinematic changes of the foot using a gyro sensor during intense running. *Journal of sports sciences*, 32(6):550–556, 2014.
- [SJHT12] Andy Stamm, Daniel A James, Rabee M Hagem, y David Victor Thiel. Investigating arm symmetry in swimming using inertial sensors. En *Sensors, 2012 IEEE*, páginas 1–4. IEEE, 2012.
- [SJT13] Andy Stamm, Daniel A James, y David V Thiel. Velocity profiling using inertial sensors for freestyle swimming. *Sports Engineering*, 16(1):1–11, 2013.
- [SKK⁺14] Harshvardhan Singh, Daeyeol Kim, Eonho Kim, Michael G Bemben, Mark Anderson, Dong-Il Seo, y Debra A Bemben. Jump test performance and sarcopenia status in men and women, 55 to 75 years of age. *Journal of Geriatric Physical Therapy*, 37(2):76–82, 2014.
- [SMSC05] Angelo M Sabatini, Chiara Martelloni, Sergio Scapellato, y Filippo Cavallo. Assessment of walking features from foot

BIBLIOGRAFÍA

- inertial sensing. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 52(3):486–494, 2005.
- [SPW⁺15] Wayne Spratford, Marc Portus, Andrew Wixted, Raymond Leadbetter, y Daniel A James. Peak outward acceleration and ball release in cricket. *Journal of sports sciences*, 33(7):754–760, 2015.
- [SRW92] DJ Smith, D Roberts, y B Watson. Physical, physiological and performance differences between canadian national team and universiade volleyball players. *Journal of Sports Sciences*, 10(2):131–138, 1992.
- [SSD⁺14] Dax Steins, Ian Sheret, Helen Dawes, Patrick Esser, y Johnny Collett. A smart device inertial-sensing method for gait analysis. *Journal of biomechanics*, 47(15):3780–3785, 2014.
- [Sup10] Matej Supej. 3d measurements of alpine skiing with an inertial sensor motion capture suit and gnss rtk system. *Journal of Sports Sciences*, 28(7):759–769, 2010.
- [TB10] Stefan Timmermans y Marc Berg. *The gold standard: The challenge of evidence-based medicine and standardization in health care*. Temple University Press, 2010.
- [TBDP11] Dominic Thewlis, Chris Bishop, Nathan Daniell, y Gunther Paul. *A comparison of two commercially available motion capture systems for gait analysis: high end vs low-cost*. n/a, 2011.
- [TTT⁺09] Ryo Takeda, Shigeru Tadano, Masahiro Todoh, Manabu Morikawa, Minoru Nakayasu, y Satoshi Yoshinari. Gait analysis using gravitational acceleration measured by wearable sensors. *Journal of biomechanics*, 42(3):223–233, 2009.
- [VAV⁺07] Daniel Vlastic, Rolf Adelsberger, Giovanni Vannucci, John Barnwell, Markus Gross, Wojciech Matusik, y Jovan Popović. Practical motion capture in everyday surroundings. En *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, tomo 26, página 35. ACM, 2007.
- [Vel92] M Velez. El entrenamiento de fuerza para la mejora del salto. *Apunts de medicina del deporte*, 112:139–156, 1992.

- [Ver96] Y Verkoshanky. Principles for a rational organization of the training process aimed at speed development. *New Studies in Athletics*, 11:155–160, 1996.
- [Ver06] Yury Verkhoshansky. *Todo sobre el método pliométrico*, tomo 24. Editorial Paidotribo, 2006.
- [VGMM99] JG Villa, J García, JC Morante, y C Moreno. Perfil de fuerza explosiva y velocidad en futbolistas profesionales y amateurs. *Archivos de medicina del deporte*, 16(72):315–324, 1999.
- [Vit90] Carlo Vittori. El entrenamiento de la fuerza para el sprint. *Red: revista de entrenamiento deportivo*, 4(3):2–8, 1990.
- [VK78] JT Viitasalo y PV Komi. Force-time characteristics and fiber composition in human leg extensor muscles. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 40(1):7–15, 1978.
- [VLM⁺10] Jukka T Viitasalo, Pekka Luhtanen, Harri V Mononen, Kare Norvapalo, Leena Paavolainen, y Matti Salonen. Photocell contact mat: a new instrument to measure contact and flight times in running. *JAB*, 13(2), 2010.
- [VRE⁺14] A Valade, G Soto Romero, C Escriba, A Bouillod, J Pinot, J Cassirame, JY Fourniols, y F Grappe. Wearable multi-sensor system for embedded body position and motion analysis during cycling. *Journal of Science and Cycling*, 3(2):68, 2014.
- [WCT10] Chin-Hao Wu, Yuan-Tse Chang, y Yu-Chee Tseng. Multi-screen cyber-physical video game: An integration with body-area inertial sensor networks. En *Pervasive Computing and Communications Workshops (PERCOM Workshops)*, 2010 8th IEEE International Conference on, páginas 832–834. IEEE, 2010.
- [WZLY14] Charence Wong, Zhiqiang Zhang, Benny Lo, y Guang-Zhong Yang. Markerless motion capture using appearance and inertial data. En *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE*, páginas 6907–6910. IEEE, 2014.

BIBLIOGRAFÍA

- [XNE⁺15] James Y Xu, Xiaomeng Nan, Victor Ebken, Yan Wang, Greg J Pottie, y William J Kaiser. Integrated inertial sensors and mobile computing for real-time cycling performance guidance via pedaling profile classification. *Biomedical and Health Informatics, IEEE Journal of*, 19(2):440–445, 2015.
- [Yea90] Maurice R Yeadon. The simulation of aerial movement—ii. a mathematical inertia model of the human body. *Journal of biomechanics*, 23(1):67–74, 1990.
- [YNI⁺13] Zhijian Yin, Haojie Ning, Yasuyuki Inoue, Meimei Han, y Tao Liu. A novel wireless motion sensor for analyzing golf swing. En *SENSORS, 2013 IEEE*, páginas 1–4. IEEE, 2013.
- [ZH05] Huiyu Zhou y Huosheng Hu. Inertial motion tracking of human arm movements in stroke rehabilitation. En *Mechatronics and Automation, 2005 IEEE International Conference*, tomo 3, páginas 1306–1311. IEEE, 2005.
- [ZLS⁺14] Stefano Zaffagnini, Nicola Lopomo, Cecilia Signorelli, Guilio Maria Marcheggiani Muccioli, Tommaso Bonanzinga, Alberto Grassi, Federico Raggi, Andrea Visani, y Maurilio Marcacci. Inertial sensors to quantify the pivot shift test in the treatment of anterior cruciate ligament injury. *Joints*, 2(3):124, 2014.
- [Zok14] Mounir Zok. Inertial sensors are changing the games. En *Inertial Sensors and Systems (ISISS), 2014 International Symposium on*, páginas 1–3. IEEE, 2014.
- [ZS85] V Zatsiorsky y V Seluyanov. Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations. *Biomechanics IX-B*, páginas 233–239, 1985.